

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der  
Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

---

# **Auswirkung des Präparationsdesigns auf die Bruchfestigkeit von Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxid**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Dorothee Schär  
aus Frankfurt a. M.  
2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. Dr. h.c. W. Gernet
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. A. Wichelhaus
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. dent. F. Beuer
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	08. 12. 2008

In Dankbarkeit meinem Mann und meinen Eltern gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>2</b>
2.1	DENTALKERAMIKEN .....	2
2.1.1	Definition der Dentalkeramiken.....	2
2.1.2	Geschichte der Dentalkeramiken .....	2
2.2	KLASSIFIKATION DER DENTALKERAMIKEN .....	6
2.2.1	Einteilung der Keramiken nach chemischer Zusammensetzung .....	6
2.3.1	Klassifikation der Keramiken nach Herstellungsverfahren .....	9
2.3	WERKSTOFFKUNDE DER KERAMIKEN.....	9
2.3.1	Allgemeine Eigenschaften keramischer Werkstoffe.....	9
2.3.2	Mechanische Eigenschaften keramischer Werkstoffe.....	10
2.3.3	Verstärkungsmechanismen von Keramiken.....	13
2.4	ZIRKONIUMDIOXID .....	16
2.4.1	Zirkon.....	16
2.4.2	Zirkonium.....	17
2.4.3	Zirkoniumdioxid.....	17
2.4.4	Partially Stabilized Zirconia (PSZ).....	17
2.4.5	Tetragonal Zirconia Polycrystals (TZP).....	18
2.4.6	Verarbeitung von TZP-Keramik.....	19
2.4	CAD/CAM-TECHNOLOGIE .....	20
2.4.1	Everest® System.....	20
2.5	KLINISCHE ASPEKTE DER VOLLKERAMIK .....	22
2.5.1	Indikationen der verschiedenen Keramiken .....	22
2.5.2	Allgemeine Präparationsrichtlinien für vollkeramische Restaurationen .....	24
2.5.3	Materialalterung (Ageing) .....	27
2.5.4	Bruchverhalten keramischer Kronen .....	29
2.6.	BRUCHFESTIGKEITSUNTERSUCHUNGEN ZU VERSCHIEDENEN PRÄPARATIONSARTEN.....	30
<b>3</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>35</b>
3.1	ÜBERSICHT.....	35
3.2	MODELLHERSTELLUNG .....	36
3.3	HERSTELLUNG DER KRONENKÄPPCHEN AUS ZIRKONIUMDIOXID .....	38
3.4	PRÜFUNG DER BRUCHFESTIGKEIT .....	41
3.5	STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	41
3.6	RASTERELEKTRONENMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG .....	42
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>43</b>
4.1	DESKRIPTIVE STATISTIK .....	43
4.1.1	Ergebnisse der Gruppe 1: Präparation einer grazilen Hohlkehle .....	43
4.1.2	Ergebnisse der Gruppe 2: Präparation einer ausgeprägten Hohlkehle.....	43
4.1.3	Ergebnisse der Gruppe 3: Tangentiale Präparation.....	44
4.1.4	Ergebnisse der Gruppe 4: Präparation einer Stufe.....	44
4.1.5	Ergebnisse der Gruppe 5: Stufenpräparation mit Abschrägung.....	44
4.1.6	Box-Plot-Darstellung der Ergebnisse .....	45
4.2	ANALYTISCHE STATISTIK.....	45
4.2.1	Kolmogorov-Smirnov-Test .....	45
4.2.2	T-Test und Levene-Test .....	45
4.2.3	U-Test nach Mann-Whitney-Wilcoxon (Gruppe 3 und 5).....	46
4.2.4	Einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA (ANalysis Of VAriance).....	46
4.3	RESÜMEE DER DESKRIPTIVEN UND ANALYTISCHEN STATISTIK.....	47
4.4	UNTERSUCHUNG AM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP .....	47

<b>5</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>50</b>
5.1	METHODENDISKUSSION .....	50
5.1.1	<i>In-vitro-Untersuchung.....</i>	<i>50</i>
5.1.2	<i>Die Präparation .....</i>	<i>51</i>
5.1.3	<i>Das Stumpfmodell.....</i>	<i>52</i>
5.1.4	<i>Die Herstellung der Keramikgerüste .....</i>	<i>53</i>
5.1.5	<i>Aufpassung und Zementierung.....</i>	<i>53</i>
5.1.6	<i>Die dynamische Bruchfestigkeitsprüfung.....</i>	<i>54</i>
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE.....	55
5.3	SCHLUSSFOLGERUNG FÜR DIE PRAXIS.....	60
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>61</b>
<b>7</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>62</b>
<b>8</b>	<b>MATERIALLISTE.....</b>	<b>74</b>
<b>9</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>75</b>
9.1	KOLMOGOROV-SMIRNOV-TEST .....	75
9.2	T-TEST UND LEVENE-TEST .....	75
9.3	U-TEST NACH MANN-WHITNEY-WILCOXON (GRUPPE 3 UND 5).....	80
9.4	EINFAKTORIELLE VARIANZANALYSE ANOVA (ANALYSIS OF VARIANCE).....	81
<b>10</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>82</b>
<b>11.</b>	<b>CURRICULUM VITAE.....</b>	<b>83</b>

# 1 Einleitung

Die steigende Nachfrage der Patienten nach natürlicher Ästhetik stellt hohe Anforderungen an zahnfarbene Restaurationen in der Zahnheilkunde. Optisch hochwertige Ergebnisse werden durch Wiederherstellungsmaßnahmen mit vollkeramischen Arbeiten erzielt.

Vollkeramische Kronen werden schon seit über 100 Jahren hergestellt. Als problematisch erwies sich zunächst allerdings die Frakturanfälligkeit, die sowohl durch die Sprödigkeit des Werkstoffs, als auch durch die Geometrie der Präparation bestimmt wird [5, 68, 86, 122].

Die Sprödigkeit der Werkstoffe wurde in den letzten Jahren durch den rasanten Fortschritt der Werkstofftechnologie zunehmend reduziert, indem immer bruchzähere Keramiken entwickelt wurden. Zirkoniumdioxid gehört zu den so genannten Hochleistungskeramiken, die sich durch sehr hohe Bruchfestigkeitswerte auszeichnen. Wegen seiner Festigkeit wurde Zirkoniumdioxid in den letzten 10 Jahren mit breitem Indikationsspektrum in der Zahnmedizin klinisch eingesetzt. Da das Zirkoniumdioxid sehr opak ist, wird es als Gerüst verwendet, das anschließend mit transluzenten Keramiken verblendet wird.

Bezüglich der Präparationsgeometrie wurden bisher für vollkeramische Kronen als Präparationsformen eine Stufe mit abgerundeter Innenkante oder eine Hohlkehlpräparation gefordert, da bei diesen Präparationsarten eine Mindestmaterialstärke der keramischen Restauration gewährleistet werden kann [6, 26, 75, 115, 116, 131, 168]. Da Kronengerüste aus den neuen Hochleistungskeramiken wegen ihrer hohen Bruchfestigkeitswerte aber auch graziler gestaltet werden können, kommen alternative Präparationsgeometrien für die klinische Anwendung wieder in Betracht.

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkäppchen aus Zirkoniumdioxid festzustellen. Hierzu wurde eine Versuchsreihe mit den folgenden fünf verschiedenen Präparationsarten durchgeführt: die grazile und die ausgeprägte Hohlkehle, die Stufe mit abgerundeter Innenkante, die Stufe mit Abschrägung und die tangentielle Präparationsform. Die Kronengerüste wurden mit dem CAD/CAM-System Everest der Firma KaVo (Leutkirch) hergestellt.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Dentalkeramiken

#### 2.1.1 Definition der Dentalkeramiken

Ein keramischer Werkstoff ist gekennzeichnet durch nichtmetallische, anorganische Verbindungen, die mindestens zu 30% eine kristalline Struktur aufweisen und in Wasser nur schwer löslich sind [48, 49, 104]. Ihre Eigenschaften kommen erst bei einem Brennen der Keramik über 800°C zustande [48, 101, 121]. Während dem Brennvorgang können unterschiedliche chemische Bindungen der atomaren und molekularen Teilchen im Gitter entstehen. Diese Bindungen entscheiden letztendlich über die spezifischen Eigenschaften der jeweiligen Keramik. Hierbei unterscheidet man kristalline und nichtkristalline Atomanordnungen. Kristalline Bindungen sind durch eine strenge Ordnung im Kristallgitter gekennzeichnet. Dabei können die einzelnen Atombindungen kovalent oder ionisch sein. Findet man eine unregelmäßige, ungeordnete Gitterstruktur, spricht man von einem nichtkristallinen oder amorphen Aufbau [49]. Die Zeit während dem Herstellungsvorgang entscheidet dabei häufig, ob sich die Atome in eine geordnete kristalline Struktur gruppieren oder nur schnell in völliger Regellosigkeit erstarren [49].

#### 2.1.2 Geschichte der Dentalkeramiken

Die Geschichte der Dentalkeramiken zeigt, wie die Werkstoffe im Lauf der Jahre hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften und Verarbeitungstechniken optimiert wurden, um hoch präzise und langlebige Restaurationen herstellen zu können.

Die heute in der Zahnheilkunde verwendeten Keramiken haben entwicklungsgeschichtlich ihren Ursprung im Porzellan, das ca. 700 n. Chr. in China entdeckt wurde [125]. Durch *J.F. Böttger* gelang 1709 die Herstellung von Porzellan in Europa [22, 75, 125]. Das älteste Dokument über die Verwendung von Porzellan in der Zahnheilkunde stammt von *Nicolas Dubois de Chemant*, der 1774 über die Herstellung seiner eigenen Prothese aus diesem Werkstoff berichtete [21]. Großtechnisch wurden Keramikzähne 1825 erstmals in Amerika von *S.W. Stockton* produziert. Einige Zeit später, im Jahr 1844, begann die noch heute existierende Firma *S.S. White Corporation* ebenfalls mit der industriellen Fertigung keramischer Zähne [5, 68, 86]. *Charles Land* meldete 1889 sein Patent für die erste Vollkeramikkrone an, die so genannte Jacketkrone. Dabei wurde Feldspatkeramik auf eine Platinfolie, die den präparierten Stumpf bedeckte, aufgebrannt [84]. Leider führten die

Jacketkronen nach *Hahn und Löst* [45] aufgrund der hohen Frakturanfälligkeit, für die die Sprödigkeit des Materials sowie die verwendeten Zemente verantwortlich gemacht wurden, häufig zu klinischem Versagen [5, 45, 68, 84, 86]. Die weitere Entwicklung konzentrierte sich auf ästhetische Restaurationen, die mehr Stabilität aufweisen sollten. So wurden 1962 von *Weinstein, Katz und Weinstein* metallkeramische Kronen auf den Markt gebracht [173]. Bei dieser Kronenart wurde ein Metallgerüst mit keramischen Massen verblendet. Durch diese Erfindung konnten auch größere Restaurationen, wie mehrgliedrige Brücken mit keramischer Verblendung eingesetzt werden. Allerdings waren die Biokompatibilität und die Transluzenz nicht mit vollkeramischen Restaurationen vergleichbar [154]. Ausschlaggebende Fortschritte auf diesem Gebiet brachte 1965 *McLean* [111], der in seiner Dissertation den Einfluss von Aluminiumoxidkristallen, die in Feldspatglas eingelagert wurden, untersuchte. Allerdings wirkte sich ein gesteigerter Anteil an Aluminiumoxid in Feldspatglas nachteilig auf die Transluzenz und damit auch auf die Ästhetik aus. *McLean* optimierte die Konzentration des Aluminiumoxids in Bezug auf Festigkeit und Transluzenz. Daraus entwickelte er die Idee eines vollkeramischen Verbundsystems aus einem festeren und dafür weniger transluzenten aluminiumoxidverstärkten Gerüst und einer keramischen Verblendmasse größerer Transluzenz und geringerer Festigkeit [108, 109, 110, 111]. Zu einem der bekanntesten Produkte eines solchen Verbundsystems wurde das Vitadur-System (Vita, Bad Säckingen). Aus ästhetischer Sicht konnten durch das Schichten der Sinterglaskeramik gute Ergebnisse erzielt werden. Allerdings lag die klinische Misserfolgsrate im Molarenbereich in 7 Jahren mit 15% sehr hoch, so dass dieses System lediglich für kleinere Restaurationen wie Inlays, Onlays und Frontzahnkronen in Frage kam und auch heute noch angewendet wird [108]. Später wurden auch andere Verstärkungsmechanismen wie die Einbettung von Leuzitkristallen, Glimmer, Hydroxylapatit, Doppeloxyd-kristalle und Whiskerfasern erprobt [22, 63]. Gießbare Glaskeramiken, wie Dicor (Dentsply DeTrey, Konstanz) und Cerapearl (Kyocera Bioceram, San Diego) kamen zu Beginn der 80er Jahre auf den Markt. Sie wiesen Biegefestigkeiten von jeweils über 100 MPa auf [50, 146]. Cerapearl konnte sich aufgrund unzureichender Mundbeständigkeit nicht auf dem Markt etablieren, während sich Dicor weit verbreitete [49]. Ein ästhetischer Nachteil der Dicor-Keramik war die sehr geringe Lichtdurchlässigkeit. Eine farbliche Anpassung an die natürlichen Zähne konnte deswegen nur durch Bemalung erfolgen. Die Nutzung von Dicor-Vollkronen im Seitenzahnbereich wies allerdings immer noch eine Misserfolgsquote von 14-30% nach 7-16 Jahren auf [24, 25, 99, 100, 138]. Daher hat die Dicor-Keramik heute ihre klinische Bedeutung verloren [24, 25, 75, 128]. Während dieser Zeit wurden schon die wichtigsten Bedingungen für vollkeramische



Restaurationen formuliert, nämlich eine 1mm starke Hohlkehlpräparation sowie die Verwendung der Adhäsivtechnik [128, 129]. Kurze Zeit später wurde von *Michael Sadoun* In-Ceram entwickelt: eine Keramik aus zwei dreidimensional infiltrierenden Phasen, nämlich Aluminiumoxid und einem Glas. Die Verblendung dieser Gerüste erfolgte mit Feldspatkeramiken. Die Biegefestigkeit lag je nach Studie zwischen 236 MPa und 446 MPa. Demnach war die Bruchfestigkeit von Kronen vergleichbar mit metallkeramischen Verbundsystemen [66, 67, 123, 124]. Ende der 80er Jahre kam dann das IPS-Empress-System (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) auf den Markt, das eine leuzitverstärkte Glaskeramik darstellt. Diese kann durch Erwärmung in einen plastischen Zustand gebracht werden, um anschließend in eine Hohlform gepresst zu werden. Mit dieser Methode erreichte man eine hohe Homogenität des Materials sowie eine zufrieden stellende Transluzenz und Präzision. Die Biegefestigkeit erreicht Werte zwischen 150 und 200 MPa, was den Indikationsbereich zunächst noch auf Einzelkronen, Veneers und Inlays beschränkte [46, 55, 56, 64, 91, 92]. Mit 300 MPa konnte die Keramik Empress 2 (Ivoclar Vivadent) weitaus bessere Biegefestigkeitswerte aufweisen. Anstelle von Leuzitkristallen wurden hier Lithium-Disilikat-Kristalle in eine neue synthetische Glaskeramik eingebracht. Auf eine Verblendung konnte nun aufgrund der ausgezeichneten Transluzenz weitgehend verzichtet werden. Indikationsbereich dieser Keramik ist die Einzelkrone im Front- und Seitenzahnbereich sowie kleine Frontzahnbrücken [71].

Parallel zu der erwähnten Geschichte, fand die Entwicklung der Hochleistungskeramiken statt. Der deutsche Chemiker *Martin Heinrich Klaproth* entdeckte 1789 als erster Zirkoniumdioxid durch Verbrennung von Zirkon-Edelsteinen [116]. Lange Zeit wurde es mit anderen Erdoxiden gemischt und als Pigmente verschiedenen Keramiken beigemischt [116]. Die erste Veröffentlichung über Zirkoniumdioxid als biomedizinischer Werkstoff kam 1969 von *Helmer und Driskell* [47].

Fügt man dem Zirkoniumdioxid stabilisierende Oxide zu wie CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> können während der Abkühlphase der Keramik mehrere kristallographische Phasen gleichzeitig erhalten werden. Dies wird als Partially Stabilized Zirconia (PSZ) bezeichnet und geht auf *Ron Garvie* zurück [37]. Aufgrund der sehr hohen Biegefestigkeits- und Bruchzähigkeitswerte prägte *Garvie* selbst hierfür den Namen „ceramic steel“ [36].

Vor allem das Beimengen von Yttriumoxid (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ermöglichte die Erhaltung der tetragonalen Phase im Zirkoniumdioxid bei Raumtemperatur. Dies resultiert in einer chemisch sehr stabilen Verbindung bei Raumtemperatur. Erste Berichte über das teilstabilisierte

polykristalline tetragonale Zirkoniumdioxid, genannt TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystals) stammen von *Rieth et al.* und *Gupta et al.* [42, 130].

Zu Beginn der 80er Jahre kam es zur Entwicklung der CAD/CAM-Technologie (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing). Dadurch konnten aus industriell gefertigten keramischen Rohlingen dentale Restaurationen durch computergesteuertes Fräsen hergestellt werden [22, 140]. Tab. 1 zeigt noch mal in kurzem Überblick die chronologische Entwicklung.

Geschichtliche Übersicht der Dentalkeramiken			
Jahr	Entwicklung und Erfindung	Entdecker	Quellen
<b>Entwicklung des Porzellans</b>			
700	Entdeckung des Porzellans in China		[125]
1709	Porzellanherstellung in Europa	Böttger (Deutschland)	[22, 75, 125]
1774	Prothesenherstellung aus Porzellan	de Chemant (Frankreich)	[22, 40]
1808	Herstellung von Porzellanzähnen	Fonzi (Italien)	[75]
<b>Industrielle Herstellung von Keramikzähnen</b>			
1825	Industrielle Herstellung von Keramikzähnen	Stockton, White (USA)	[6, 68, 83]
1838	Industrielle Herstellung von Keramikzähnen	Ash (England)	[75]
<b>Vollkeramik im klinischen Einsatz</b>			
1857	Keramikinlays	Maynard (USA)	[75]
1889	Vollkeramikkrone (Jacketkrone)	Land (USA)	[6, 68, 86]
1893	Zahnproduktion	Wienand (Deutschland)	[75]
1903	Porzellanfüllungen und Kronen	Land (USA)	[84]
1913	Vakuumbrand	Helberger (Deutschland)	[75]
<b>Metallkeramik</b>			
1936	Keramik auf Platin-Iridium aufgebrannt	Hovestad (USA)	[75]
1962	Metallkeramikkrone	Weinstein, Katz, Weinstein (Deutschland)	[110, 154]
<b>Beginn der Entwicklung von Hochleistungskeramiken</b>			
1965	Aluminiumoxidverstärkte Glaskeramik Erstes vollkeramisches Verbundsystem	McLean (Deutschland)	[60, 109, 110]
1975	Teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ)	Garvie (England)	[29, 73]
1974	Gießbare Glaskeramiken (Dicor)	Fa. Dentsply (England)	[25, 49, 75, 128]
1976	Y-TZP	Rieth (USA)	[130]
1983	schwindungsfreie Keramik: Aluminiumoxidgerüst + Verblendung	Sozio und Riley	[136]
<b>Beginn der CAD/CAM-Technologie</b>			
1986	CAD/CAM-System Cerec 3D Kamera	Mörmann, Brandestini (Schweiz) Fa. Siemens (Deutschland)	[75, 114]
1986	Glasinfiltriertes Aluminiumoxid: In-Ceram-Keramik	Sadoun (Frankreich)	[66, 67, 123, 124]
1986	Leuzitverstärkte Glaskeramik: Presskeramik IPS-Empress 1	Wohlwend Fa. Ivoclar (Deutschland)	[55, 56, 64, 91, 92]
1988	CAD/CAM-System Precident-DCS Bearbeitung von Zirkoniumdioxid	Fa. DCS (Schweiz)	[75, 141]
1989	CAD/CAM-System Procera: Bearbeitung von Aluminiumoxidkeramik	Fa. Nobel Biocare (Schweden)	[75, 151]
	Glaskeramik verstärkt durch Lithium-Disilikat-Kristalle: IPS-Empress 2	Fa. Ivoclar	[32, 54, 71]
1998	CAD/CAM-System Digident	Fa. Girrbach (Deutschland)	[75]
1999	Schwindungsfreie Zirkonsilikat-Reaktionssinterkeramik	Haussett Fa. KaVo (Deutschland)	[73, 75]
2000	CAD/CAM-System Lava	Fa. 3M Espe (Deutschland)	[75, 141]
2000	CAD/CAM-System Cercon	Fa. Degussa (Deutschland)	[75]
2001	CAD/CAM-System Everest	Fa. KaVo (Deutschland)	[75]

Tab. 1: Vereinfachte Übersicht zur geschichtlichen Entwicklung der Keramik in der Zahnheilkunde

## 2.2 Klassifikation der Dentalkeramiken

In der Literatur lassen sich zahlreiche Klassifikationen von Keramiken nach unterschiedlichen Kriterien wie chemische Zusammensetzung, Herstellungsverfahren oder klinische Anwendung finden. Auf die Differenzierung von Keramiken nach chemischer Zusammensetzung und nach den Herstellungsverfahren wird nachfolgend genauer eingegangen. Hinsichtlich der klinischen Anwendungen soll lediglich erwähnt werden, dass hier zwischen Keramiken für zementierbare Restaurationen und solchen für adhäsiv zu befestigende Restaurationen unterschieden wird [122].

### 2.2.1 Einteilung der Keramiken nach chemischer Zusammensetzung

Schüller und Hennicke [8] haben 1985 eine Einteilung der Keramiken nach der chemischen Zusammensetzung und der atomaren Anordnung (glasig-amorph, kristallin) vorgenommen und unterscheiden zwischen Silikat-, Oxid- und Nichtoxidkeramiken. Silikatische Keramiken besitzen eine amorphe Glasmatrix. Dagegen haben oxidische Keramiken eine kristalline Struktur. Die nichtoxidischen Keramiken, wie Nitride und Karbide haben wegen ihrer dunklen Farbe keine Relevanz für die Zahnheilkunde. Abb.1 zeigt eine graphische Darstellung der Einteilung der vollkeramischen Werkstoffe [72].

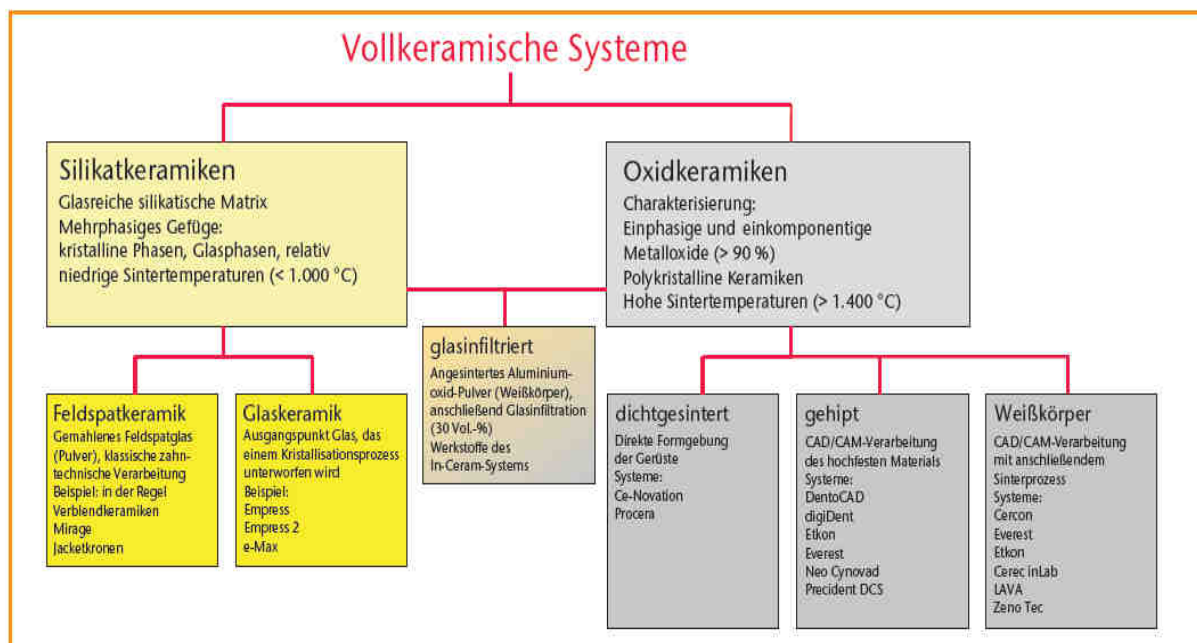


Abb. 1: Einteilung der Keramiken nach chemischer Zusammensetzung nach Pospiech [72]

### 2.2.1.1 Silikatkeramiken

Die ältesten Silikatkeramiken, wozu auch das Porzellan gehört, bestehen im Wesentlichen aus Kaolin, Feldspat und Quarz. Die in der Zahnheilkunde verwendeten Silikatkeramiken sind Feldspatkeramiken und Glaskeramiken. Sie unterscheiden sich vom klassischen Porzellan durch einen erhöhten Feldspatanteil( $\text{SiO}_2$ ), vor allem von Natronfeldspat und Kalifeldspat. Dadurch wird eine höhere Viskosität der Keramik erreicht [45, 104, 119, 133].

Außerdem werden Zusätze wie Metalloxide zur Farbgebung, Phosphate und Karbonate zur Beeinflussung der Schmelztemperatur und Leuzit zur Steuerung des Wärmeausdehnungskoeffizienten beigemengt [45, 104, 119, 133].

Silikatkeramiken zeichnen sich durch eine hohe Ästhetik wegen der guten, dem natürlichen Zahn sehr ähnlichen Lichtleitung aus; die Biegefestigkeit beträgt ca. 250 MPa [72]. Eine Ausnahme ist das Lithiumdisilikat (IPS-Empress 2), dessen Biegefestigkeitswerte bei ca. 350 MPa liegen [72]. Wegen der ästhetischen Eigenschaften werden Silikatkeramiken auch als Verblendkeramiken verwendet [43, 89].

Die zahntechnische Verarbeitung von Silikatkeramiken findet meist im Heißpressverfahren statt. Aber auch die CAD/CAM-Technologie (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) stellt hier eine moderne Verarbeitungsmöglichkeit dar [72]. Durch die Verfügbarkeit der natürlichen Rohstoffe und die relativ niedrigen Sintertemperaturen ist eine kostengünstige Herstellung möglich [45, 119].

#### Feldspatkeramik

Feldspatkeramiken bestehen zu 60-80% aus Feldspat, zu 15-25% aus Quarz und zu 0-5% aus Kaolin [22, 104, 154]. Der Grundstoff für diese Keramiken ist Feldspat, der in der Natur zwar weit verbreitet ist, aber in typenreiner Form nur selten vorkommt. Stattdessen werden in der Regel Mischkristalle aus Kalifeldspat (Orthoklas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) gefunden [127, 159]. Während der hohen Brenntemperaturen bildet der Kalifeldspat Leuzitkristalle, die der Keramik mehr Festigkeit verleihen [22, 103]. Der kristalline Quarz sorgt durch sein thermovolumetrisches Verhalten für eine geringere Schwindung der Keramik während des Brennens [52]. Zusätze, wie Oxide, Glimmer, Leuzit oder Hydroxylapatit können die Bruchfestigkeit der Keramik zusätzlich erhöhen [103].

#### Glaskeramik

Im Allgemeinen versteht man unter dem Begriff Glaskeramiken keramische Werkstoffe, die eine glasartige, amorphe Matrix haben, in die Kristalle eingelagert sind. Bei diesen Kristallen handelt es sich beispielsweise um Leuzit, Aluminiumoxid, Lithiumdisilikat oder Glimmer.

Die kristalline Phase kann separat in die Glasphase eingebracht werden oder durch gezielte Kristallisation in der Glasmatrix erzeugt werden. Oft bilden sich die Kristalle erst nach einem Keramisierungsvorgang [119, 139].

#### 2.2.1.2 Oxidkeramiken

Oxidische Keramiken bestehen zu über 90% aus einphasigen Metalloxiden. Sie weisen im Wesentlichen eine kristalline Struktur auf und besitzen demnach keine Glasphase. Bei den sehr hohen Sintertemperaturen entstehen gleichmäßige Mikrogefüge. Zu dieser Gruppe gehört Aluminiumoxid, Magnesiumoxid, Zirkoniumoxid und Titanoxidkeramiken [154]. Aufgrund ihrer sehr hohen Biegefestigkeitswerte von 600-1100 MPa und ihrer ebenfalls hohen Risszähigkeit von 5 bis 10 MPa/m bezeichnet man die Gruppe der Oxidkeramiken auch als Hochleistungskeramiken [41, 72, 93, 120, 159, 167]. Weitere vorteilhafte Eigenschaften sind hohe Verschleiß- und Korrosionsbeständigkeit sowie Temperaturbeständigkeit [45, 119]. Oxidkeramiken haben eine sehr viel geringere Transluzenz als natürliche Zähne. Deswegen werden diese Keramiken als Gerüste verwendet um mit einer transparenteren Keramik verblendet zu werden [72]. Allerdings können die Gerüste auch dentinähnlich eingefärbt werden, ohne dabei an Festigkeit zu verlieren [23].

#### 2.2.1.3 Infiltrationskeramiken

Infiltrationskeramiken sind angesinterte Oxidkeramiken, die bei einem Infiltrationsbrand mit einem Glas infiltriert werden [72]. Wie die Tab. 2 veranschaulicht nehmen daher die Infiltrationskeramiken von der chemischen Zusammensetzung eine Zwischenstellung zwischen Silikat- und Oxidkeramiken ein. In der Regel werden sie aber den Oxidkeramiken zugerechnet.

Vertreter der Infiltrationskeramiken sind die In-Ceram-Keramiken (Vita, Bad Säckingen). Dabei unterscheidet man hauptsächlich drei Varianten:

In-Ceram-Alumina entsteht aus Aluminiumoxidpulver ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), das nach einem ersten Sinterbrand mit einem Lanthanglas durch Kapillarkräfte infiltriert wird. Die Biegefestigkeitswerte liegen nach Herstellerangaben bei 500 MPa [170].

InCeram-Zirconia wird hergestellt, indem man dem Aluminiumoxidpulver 30% Zirkonoxid beimischt. Die Glasinfiltration erfolgt dann analog dem In-Ceram-Alumina. Das Resultat ist eine bruchfestere und biegefestere Keramik als In-Ceram-Alumina. Als durchschnittliche Biegefestigkeit werden 600 MPa angegeben [170].

In-Ceram-Spinell besteht aus homogenen Spinell-Kristallen mit der chemischen Formel  $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ . Diese Keramik ist lichtdurchlässiger und damit ästhetischer als die beiden zuvor

aufgeführten Keramiken. Allerdings ist dafür auch die Biegefestigkeit mit 400 MPa geringer als In-Ceram-Alumina und In-Ceram-Zirkonia [170].

Wegen der Opazität werden Infiltrationskeramiken hauptsächlich für die Herstellung von Gerüsten verwendet, die dann mit einer Glaskeramik verblendet werden [4, 7, 9,58, 83, 154].

### 2.3.1 Klassifikation der Keramiken nach Herstellungsverfahren

Die verschiedenen Arten der Herstellung von Keramiken sind Formsinterung, Gießen, Heißpressen, Kopierschleifen und die Nutzung der CAD/CAM-Technik. In Tab. 2 soll ein Überblick über die Herstellungsverfahren im Zusammenhang mit der Art der Keramik sowie den bekanntesten Produktbeispielen gegeben werden.

Herstellungsverfahren	Art der Keramik	Produktbeispiele
Formsinterung	Leuzitverstärkte Glaskeramik	Duceram LCF, Ducera Optec OPC, Jeneric
	Glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramik	In-Ceram, Vita Zahnfabrik
	Whiskerverstärkte Feldspatkeramik	Mirage II, Chameleon
Gießen	Glaskeramik mit Fluorglimmerkristallen	Dicor, Dentsply
	Hydroxylapatit-Keramik	Ceraportal, Kyocera Bioceram
Heißpressen	Leuzitverstärkte Glaskeramik	IPS-Empress, Ivoclar
	Lithiumdisilikatverstärkte Glaskeramik	IPS-Empress II, Ivoclar
Kopierschleifen	Feldspatkeramik Aluminiumoxid	Celay-System, Mikrona Technologies
CAD/CAM	Feldspatkeramik Glaskeramik Oxidkeramiken	Everest, KaVo
		InLab, Sirona
		DCS-System, Bien Air
		Procera, Nobel Biocare
		Lava, 3M Espe

Tab. 2: Einteilung der Keramiken nach Herstellungsverfahren [75, 119, 142]

## 2.3 Werkstoffkunde der Keramiken

### 2.3.1 Allgemeine Eigenschaften keramischer Werkstoffe

Keramische Werkstoffe besitzen einige Vorteile, die sie gerade für zahnmedizinische Restaurationen interessant machen. Dazu gehört die ausgezeichnete Biokompatibilität. Keramische Spurenelemente können keine toxischen oder allergischen Reaktionen hervorrufen [103, 135]. Während bei metallischen Restaurationen Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle bekannt sind, findet man bei Keramiken eine hohe Mundbeständigkeit, die hauptsächlich durch gesättigte und damit reaktionsträge Metalloxide in der Gitterstruktur

zustande kommt [71]. Die ästhetischen Eigenschaften, vor allem die dem Zahnschmelz gleichende Lichttransmission, aber auch die geringe Plaqueakkumulation und die geringe thermische Leitfähigkeit sind weitere Vorteile, durch die sich Keramiken auszeichnen [2, 96, 104].

### 2.3.2 Mechanische Eigenschaften keramischer Werkstoffe

Mechanische Eigenschaften bezeichnen das elastische und plastische Verhalten von Materialien unter Krafteinwirkung. In der Mundhöhle werden Restaurationen Zug-, Scher- und Druckkräften ausgesetzt [2, 103]. Ihre typischen Eigenschaften erhalten die Keramiken durch die Art der atomaren Bindungen. Dabei handelt es sich um kovalente und ionische Elektronenbindungen.

Elektronenwanderungen innerhalb der Gitterstruktur, die sich in einer plastischen Verformbarkeit des Werkstoffes äußern, kommen bei Keramiken aufgrund der hohen Gitterenergien nicht vor. Aus diesem Grund zeichnen sich Keramiken durch hohe

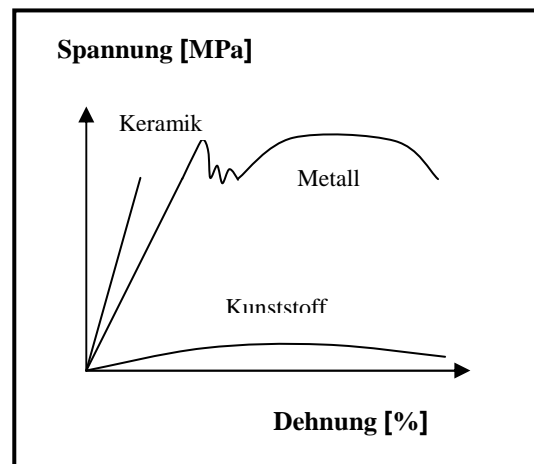


Abb. 2: Spannungs-Dehnungs-Diagramm verschiedener Werkstoffe [30]

Druckfestigkeit, aber sehr geringe Zug- und Biegefestigkeiten aus. Bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze kommt es sofort zum Bruch des Werkstückes ohne dabei eine irreversible Verformungsphase zu durchlaufen [71]. Anders ist dies bei Metall. Die Elektronenwanderungen innerhalb der Gitterstruktur ermöglichen hier eine plastische Verformbarkeit und damit bis zu einem gewissen Grad eine Selbstheilung initialer Fehler [71, 80]. Das Diagramm in Abb. 2 zeigt das allgemeine Dehnungs- und Bruchverhalten von Keramik im Vergleich zu Metallen und Kunststoffen.

Die Langlebigkeit von Keramiken bei Zug- oder Biegebeanspruchung wird durch die Geschwindigkeit des Risswachstums bestimmt. Beeinflusst wird dieses Risswachstum von herstellungsbedingten Gefügefehlern und bearbeitungsinduzierten Mikrodefekten [69, 103].

Zur besseren Übersicht sollen die mechanischen Eigenschaften Biegefestigkeit und Risszähigkeit einzeln betrachtet werden.

### Biegefestigkeit

Der werkstoffspezifische Widerstand gegen eine irreversible Trennung benachbarter Atome stellt die Festigkeit und ebenso die Beanspruchungsgrenze eines Materials dar. Der Biegeversuch ermittelt die kritische Zugspannung, die zum Versagen des Werkstoffes führt. Je nach Versuchsanordnung wird zwischen biaxialen Biegeexperimenten, 3-Punktbiegeversuchen oder 4-Punkt-Biegetests unterschieden. Die Prüfkörper sind jeweils standardisiert [44]. Die Biegefestigkeit wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst. Dazu zählt zum einen die Beschaffenheit des Prüfkörpers, zu der die Oberflächenrauigkeit, die Planparallelität, die Anzahl der keramischen Brände und die Abmessungen sowie die Geometrie gehören. Zum anderen hat die Art der Versuchsdurchführung einen entscheidenden Einfluss auf die Biegefestigkeit. Hierbei sind vor allem die Geometrie der Lasteinleitung, die Traversengeschwindigkeit, die Prüfmaschine und das umgebende Milieu relevante Faktoren. Unterschiedliche Studien können trotz Normvorschriften aufgrund dieser Faktoren bei ein und demselben Werkstoff zu unterschiedlichen Ergebnissen führen [18, 39]. Ebenso hat die Einlagerung und Prüfung im Wasserbad einen negativen Einfluss auf die Festigkeit [143].

### Risszähigkeit

An Gefügefehlern wie Poren oder Spalten entstehen beim Auftreten von Spannungen Risse, die mit sehr langsamer Geschwindigkeit fortschreiten. Solange dieses langsame Risswachstum noch nicht zum Bruch des Werkstoffes führt, wird es als subkritisches Risswachstum bezeichnet. Die Riss- oder Bruchzähigkeit stellt den Widerstand dar, den ein Werkstoff einem sich ausbreitenden Riss in Abhängigkeit von der Spannung und der Risslänge entgegensetzt. Erreicht der Riss eine Mindestlänge bzw. eine kritische Länge, führt er bei entsprechender Belastung mit hoher Geschwindigkeit zum Bruch des Werkstoffes. Der Widerstand gegen solche Sprödbrüche wird mit bruchmechanischen Methoden als kritische Risszähigkeit gemessen und in der Einheit  $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  wiedergegeben. Metalle haben eine Risszähigkeit von  $40 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ , während die gebräuchlichsten Glaskeramiken Werte von 1 bis  $2 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  aufweisen. Hochleistungskeramiken zeigen Risszähigkeiten zwischen 6 und  $10 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  [119, 166].



Bei einer hohen Lastrate (MPa/s) haben die Risse keine Zeit zum Wachstum. Unter solchen Bedingungen kann man eine höhere Biegefestigkeit feststellen als bei kleinen Lastraten. Bei der sogenannten Inertfestigkeit findet definitionsgemäß kein Risswachstum mehr statt, weil die Last praktisch als Stoß aufgebracht wird. Es besteht eine logarithmische Abhängigkeit der Biegefestigkeit (MPa) von der Lastrate (MPa/s) bis zu dem Bereich der Inertfestigkeit [119]. Der Zusammenhang zwischen der Biegefestigkeit und Risszähigkeit wird durch die bruchmechanische Grundgleichung beschrieben:

$$\delta_c = \frac{K_{Ic}}{y \cdot \sqrt{a_c}}$$

Dabei bedeutet  $\delta_c$  die Biegefestigkeit,  $K_{Ic}$  die Risszähigkeit,  $a_c$  die Länge des bruchauslösenden Risses und  $y$  ist ein Faktor, der abhängig von der Geometrie des Risses ist. Während die Biegefestigkeit neben den spezifischen Materialeigenschaften auch von untypischen Gegebenheiten, wie unsachgemäße Bearbeitung abhängig ist, ist die Risszähigkeit  $K_{Ic}$  die eigentliche Materialkonstante. Die Gleichung zeigt, dass die Fehlerstreuung in der Keramik quasi keinen Einfluss auf die Risszähigkeit hat bzw. nur indirekt über die Biegefestigkeit. Sie wird vielmehr von Strukturmerkmalen der jeweiligen Keramik bestimmt [119]. Bei gegebener Risszähigkeit nimmt die Beanspruchbarkeit mit zunehmender Länge des Risses ab, wie man in Abb. 3 deutlich erkennen kann [119]. Bean-

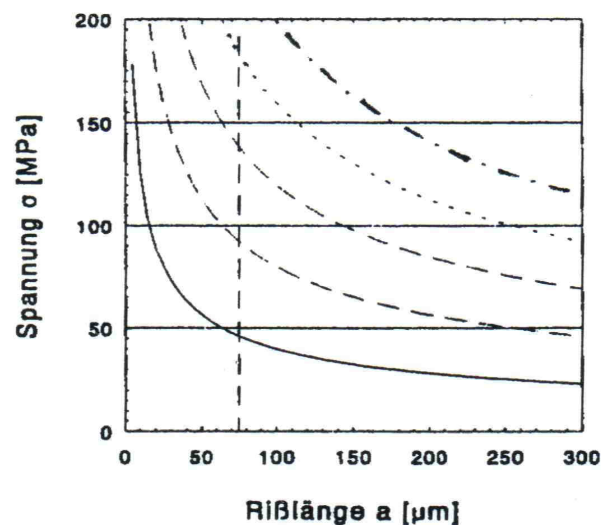


Abb.3: Zusammenhang zwischen Beanspruchbarkeit  $\delta$  und Risslänge  $a$  [119]

spruchung ist definiert als Spannung pro Fläche eines Werkstoffs, messbar in  $N/mm^2$  bzw. MPa. Dagegen versteht man unter Belastung die auf ein Werkstück von außen wirkende Kraft in Newton, die im Werkstück die materialspezifische Beanspruchung verursacht. Die Beanspruchbarkeit auf Druck ist bei keramischen Werkstoffen 20 – 30mal höher als auf Zug [31].

### 2.3.3 Verstärkungsmechanismen von Keramiken

Um die Festigkeit einer Keramik zu steigern, muss man entweder die Risszähigkeit  $K_{Ic}$  erhöhen oder die Größe der bruchauslösenden Defekte verkleinern. Generell gilt, dass große Poren in einem keramischen Werkstoff die mechanische Festigkeit reduzieren, da sie zu Spannungsüberhöhungen führen. Isolierte Mikroporen dagegen bewirken eine Festigkeitssteigerung, da auftreffende Risse in diesen kleinen Hohlräumen zum Abbruch gebracht werden [119].

Mittlerweile gibt es viele verschiedene Verstärkungsmechanismen:

- Partikelverstärkung
- Verstärkung durch Mikrorisse
- Kompositwerkstoffe
- Transformationsfestigung
- Chemische Härtung

#### Partikelverstärkung

Die Partikelverstärkung ist in der Zahnmedizin eine der am häufigsten eingesetzten Methoden. Sie beruht auf dem Mechanismus der Rissablenkung durch Einlagerung von Kristallen. Durch die Ablenkung der Risse wird der Rissweg verlängert und damit der Rissfortschritt erschwert. Ein Beispiel hierfür ist die Verstärkung der Keramik durch Leuzit. Einen zusätzlich positiven Effekt erzielt man, wenn die Kristalle einen zur Matrix ungleichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten und einen zur Matrix unterschiedlichen Elastizitätsmodul haben. Durch unterschiedliche Schrumpfung und Ausdehnung von Matrix und eingelagerten Kristallen werden beim Sintern so genannte Mißfitspannungen erzeugt, von denen es drei verschiedene Typen gibt. Bei Typ I ist der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Teilchen kleiner als der der Matrix. Dies ist der Fall bei aluminiumoxidverstärkten Keramiken. Da die Matrix beim Abkühlen stärker kontrahiert als die Kristalle, entstehen radiale Druckspannungen und tangential Zugspannungen, die einen ankommenden Riss auf das Zentrum des Kristalls leiten. Kann der Riss das Teilchen nicht teilen, muss er es umlaufen. In jedem Fall ist der Rissfortschritt erschwert. Ist der WAK der Teilchen größer als der der Matrix, liegt Typ II vor. Während des Abkühlens kontrahieren die Teilchen stärker als die Matrix. Als Ergebnis treten eine radiale Zugspannung und tangential Druckspannungen auf. Ein ankommender Riss wird entlang der Grenzfläche zwischen eingelagertem Teilchen und Matrix verlaufen. Auch hier ist eine Risserschwerung gegeben, da Energie erforderlich ist, den Riss von der Grenzfläche „am Ende des Teilchens“ zu lösen.

Leuzitverstärkte Keramiken gehören in diese Kategorie. Allerdings ist der Verstärkungsmechanismus nicht so wirkungsvoll. Unterscheiden sich die Wärmeausdehnungskoeffizienten der Teilchen und der Matrix nicht, wie dies bei Typ III der Fall ist, so kann eine Rissablenkung dennoch erfolgen, wenn die Elastizitätsmodule unterschiedlich sind [119].

### Verstärkung durch Mikrorisse

Keramik kann man ebenso durch gezielte Erzeugung von Mikrorissen verstärken. Dabei werden spezielle Teilchen in die Matrix eingelagert, die zu Spannungsfeldern an den Grenzflächen von Matrix zu Teilchen führen. Diese Mikrorisse besitzen eine Größe zwischen 10 und 100 nm [119].

Dadurch wird der Elastizitätsmodul der Keramik vermindert und die Nachgiebigkeit im Bereich der Rissspitzen erhöht. Der Elastizitätsmodul ist umso kleiner, je weniger Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt. Als schwierig gestaltet sich hier die Optimierung der Rissgröße, da zu große Risse die Risszähigkeit wieder herabsetzen. Mikrorisse können erzeugt werden, indem fein verteiltes, nicht stabilisiertes  $\text{ZrO}_2$  während des Abkühlens von der tetragonalen in die monokline Phase transformiert wird, was mit einer Volumenzunahme verbunden ist. Diese Volumenzunahme führt zu inneren Spannungen und dadurch zur Entstehung von Mikrorissen [119].

### Kompositwerkstoffe

Bei Kompositwerkstoffen werden ähnlich wie bei Füllungswerkstoffen Fremdphasen in die keramische Matrix eingelagert, die auch nach dem Sintern noch als solche zu erkennen sind. Man unterscheidet zwischen Teilchenkompositwerkstoffen und Faserkompositwerkstoffen. Zu ersteren gehören durch  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Partikel verstärkte Feldspatkeramiken wie die Hi-Ceram (Vita) Keramik. Die Einlagerung von Fasern kann geordnet oder ungeordnet vorgenommen werden. Ein Beispiel hierfür ist die Verwendung von keramischen Kurzfasern, den Whiskern. Ein Riss schreitet erst dann weiter voran, wenn er die Kraft des rissüberspannenden Whiskers überwunden hat.

Dies ist graphisch in Abb. 4 veranschaulicht. Weil dafür ein höherer Energiebetrag notwendig ist führt die Einlagerung von Fasern zur Erhöhung der Risszähigkeit. Dieser Mechanismus tritt bei der Feldspatkeramik Mirage II (Dentsply Ceramco, York) auf. Inwieweit die Risszähigkeit erhöht

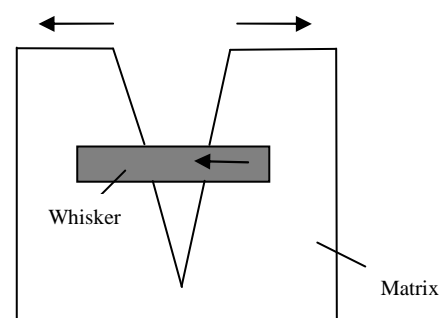


Abb.4: Verstärkung durch Whiskerfasern [102]

wird, hängt von der Art der Verankerung der Whiskerfasern in der Matrix ab. Die Keramik Mirage II zeigt gegenüber der nicht faserverstärkten Keramik Mirage I (Dentsply Ceramco) lediglich eine Verstärkung von circa 10% [102, 103].

### Transformationsfestigung

Der Transformationsfestigung entsteht durch eine Phasentransformation der Kristallstruktur von Zirkoniumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ). Beim  $\text{ZrO}_2$  finden sich monokline, tetragonale und kubische Kristallmodifikationen. Dichtgesinterte Werkstoffe lassen sich lediglich in der monoklinen und/oder der tetragonalen Phase fertigen. Damit die kubische Kristallmodifikation auch nach dem Abkühlen erhalten werden kann, bedarf es Stabilisatoren wie Magnesiumoxid, Calciumoxid oder Yttriumoxid. Bei einer vollständigen Stabilisierung des Zirkondioxids durch Einlagerung von Fremdionen bleibt auch nach dem Abkühlen die kubische Phase erhalten. Anders ist dies bei einer Teilstabilisierung. Hier werden lediglich so viele Fremdionen eingebaut, dass neben der kubischen auch die tetragonale Phase zu einem geringen Anteil vorliegt. Die tetragonale Phase reagiert auf starke mechanische Spannungen mit einer Phasenumwandlung in die monokline Kristallmodifikation. Diese Umwandlung ist mit einer Volumenzunahme von 3-5% verbunden. Da sich die Teilchen im Kristallgitter verschieben, nennt man dies auch martensitische Transformation [14]. Nähert sich ein Riss mit überhöhten Spannungen an der Risspitze einem  $\text{ZrO}_2$ -Teilchen, bildet sich durch die Volumenzunahme während der Phasenumwandlung eine lokale Druckspannung im Werkstoff, die den Riss an seiner weiteren Ausbreitung hindert [102]. Gleichzeitig wird die Energie, die der Riss für sein Wachstum benötigt, für die Volumenzunahme verbraucht [65]. Um die Risszähigkeit maximal zu steigern, müssen Zirkondioxidzusätze in einer bestimmten Konzentration einem Werkstoff beigelegt werden [97].

### Chemische Härtung oder Spannungsverstärkung

Unter chemischer Härtung versteht man ein Ionenaustauschverfahren. Eine früher geläufige Bezeichnung, die den gleichen Vorgang beschreibt, ist Spannungsverstärkung. Es gibt zwei verschiedene Verfahren der chemischen Härtung. Das erste wird unterhalb und das zweite oberhalb der Transformationstemperatur der Keramik durchgeführt. Dazu wird ein keramisches Gerüst in einen Platintiegel eingebracht, der eine Schmelze aus Kalium- oder Natriumsalzen enthält. An der Oberfläche finden dann Ionenaustauschprozesse statt. Unterhalb der Transformationstemperatur, also im festen Zustand der Keramik, werden Natriumionen im Keramikgitter durch die größeren Kaliumionen aus der Schmelze ersetzt, was zu einer Druckspannung im Gefüge führt. Oberhalb der Transformationstemperatur, in

einem zähplastischen Zustand der Keramik, würde dieser Ionenaustausch nicht zu einer Spannungserhöhung führen [102, 103, 121].

Findet hingegen ein Austausch der Kaliumionen des Gitters durch die Natriumionen der Schmelze statt, dann sollte die Transformationstemperatur überschritten sein. Die Zusammensetzung der Keramik wird dann natriumreicher und an der Oberfläche leuzitärmer, im Gegensatz zur kaliumreichen Phase, in der der Leuzit stabil bleibt [33, 102, 103]. Dadurch wird der Ausdehnungskoeffizient in der Oberfläche geringer, was zur Folge hat, dass sich das Gitter der Oberfläche während dem Abkühlen weniger zusammenzieht. Es resultiert eine Druckspannung von außen [102, 103].

Nachteilig bei diesem Verfahren ist die hohe Infiltrationstemperatur, die die Formstabilität der Restauration möglicherweise gefährden kann [119]. Unklar ist die Mundbeständigkeit nach Verfestigung [102]. Fraglich ist außerdem, ob auch bei einer Bearbeitung mit einer Verblendkeramik ein dauerhaftes Erhaltenbleiben der verstärkten Oberflächenzone gewährleistet werden kann [102, 103].

## 2.4 Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid hat aufgrund der ausgezeichneten Eigenschaften eine hohe Bedeutung in der Zahnmedizin erreicht. Da dieser Werkstoff auch im Rahmen der vorliegenden Arbeit eine zentrale Rolle einnimmt, soll eine kurze Definition der in der Literatur häufig gleichbedeutend verwendeten Begriffe Zirkon, Zirkonium, und Zirkoniumdioxid Klarheit verschaffen.

### 2.4.1 Zirkon

Zirkon ist ein als Edelstein bekanntes Mineral und bildet somit einen strukturell, chemisch und physikalisch homogenen Werkstoff. Der Name kommt von dem Arabischen *Zargon* und bedeutet *in der Farbe Gold* [117]. Es besteht aus einer silikatischen Zusammensetzung und hat einen kristallinen Aufbau mit der chemischen Formel  $\text{ZrSiO}_4$  (+ Verunreinigungen). Gute Temperaturwechselbeständigkeit, geringe Wärmeausdehnung und geringe Benetzbarkeit sind die hervorhebenswerten Eigenschaften des Zirkons. Es findet Verwendung als Füllstoff in Gießereischlichten und wird aufgrund seiner Ähnlichkeit zum Diamant auch bei der Herstellung von Schmuck eingesetzt. Zudem ist es Ausgangsstoff für die Herstellung von Zirkonium[13].

## 2.4.2 Zirkonium

Das Element Zirkonium gehört zur Titangruppe und stellt ein weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall dar. Da es eine dünne Oxidschicht bildet, ist es ähnlich dem Titan korrosionsresistent. Man macht es sich in Kernenergieanlagen und bei Düsenantrieben sowie als Bestandteil von Hochleistungslegierungen zu nutze. Die wichtigste Verbindung dieses Metalls ist Zirkoniumdioxid [13].

## 2.4.3 Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid, auch Zirkonoxid genannt, kommt kristallographisch in 3 verschiedenen Modifikationen vor: monoklin (M), tetragonal (T) und kubisch (K). Reines Zirkoniumdioxid liegt bei Raumtemperatur in der monoklinen Phase vor. Oberhalb von 1170°C wird die monokline Phase in die tetragonale Phase überführt und über 2370°C findet die Umwandlung von der tetragonalen in die kubische Phase statt. Beim Abkühlen kann man bei der Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase (T-M-Transformation) eine Volumenzunahme von ca. 4% beobachten [117]. Die Volumenzunahme verursacht Spannungen in der Keramik, die die Ursache für Risse in reiner Zirkoniumdioxidkeramik ist. Eine Zirkoniumdioxidkeramik, die zwischen 1500-1700°C gesintert wurde, zerfällt aus diesem Grund bei Raumtemperatur [117].

Zirkoniumdioxid wird durch chemische Auflösung von Zirkonsand ( $\text{ZrSiO}_4$ , Alvit) hergestellt und ist chemisch eine unlösliche Verbindung, die durch Säuren und Laugen nicht angegriffen wird, mit Ausnahme der Flusssäure.

Zirkoniumdioxid, gehört zu der Gruppe der Hochleistungskeramiken. Zu dieser Gruppe zählen alle Werkstoffe, deren Eigenschaften für extreme mechanische, thermische, korrosive und elektrische Beanspruchung optimiert wurden [13]. Es zeichnet sich durch sehr hohe Biege- und Zugfestigkeit, durch hohe Bruchzähigkeit und Verschleißfestigkeit, durch Korrosionsbeständigkeit und eine niedrige Wärmeleitfähigkeit aus. Der Elastizitätsmodul, der ein Maß für die Elastizität einer Keramik ist, ist ähnlich hoch wie der des Stahls [72, 79].

## 2.4.4 Partially Stabilized Zirconia (PSZ)

Durch Zugabe zwei- oder dreiwertiger Kationen in Form von Oxiden, wie  $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{CeO}_2$ ,  $\text{Y}_2\text{O}_3$  zum Zirkoniumdioxid können nach dem Abkühlvorgang mehrere Phasen gleichzeitig bei Raumtemperatur stabilisiert werden [13]. Diese Form des Zirkoniumdioxids nennt man teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid oder im Englischen Partially Stabilized Zirconia mit der Abkürzung PSZ. Bei Raumtemperatur findet sich im Allgemeinen als Hauptphase das

kubische Zirkoniumdioxid und in geringeren Anteilen auch die monokline und tetragonale Phase [158]. *Garvie* und *Nicholson* konnten zeigen, dass sich die Festigkeit von PSZ verbesserte, wenn die monokline Phase homogen und fein in der kubischen Matrix verteilt war [37]. Weiter konnten sie die Beobachtung machen, dass bei auftretender Spannung, beispielsweise durch einen fortlaufenden Riss eine T-M-Transformation stattfand. Die Folge der Volumenzunahme nach der T-M-Transformation ist die Entstehung einer Druckspannung auf die Matrix, wodurch die Rissausbreitung behindert wird. Diesen Mechanismus nennt man martensitische Umwandlung oder Transformationsfestigung [37, 38, 94, 95, 132, 165].

### 2.4.5 Tetragonal Zirconia Polycrystals (TZP)

Mit dem Beifügen von Yttriumoxid ( $Y_2O_3$ ) in einer Konzentration von bis zu 5 mol% zu Zirkoniumdioxid konnte sogar erreicht werden, dass die tetragonale als alleinige Phase bei Raumtemperatur vorhanden war, was als Tetragonal Zirconia Polycrystals (TZP) bezeichnet wird. Der Yttriumanteil, die Korngröße und die Abkühlungsbedingungen bestimmen die Eigenschaften der TZP-Keramik [85]. Abb. 5 zeigt zum einen, dass die Risszähigkeit mit steigender Yttriumkonzentration wieder abnimmt und zum anderen, kann man anhand der Yttriumkonzentration die Fraktion der tetragonalen Phase festlegen. Die Metastabilität der tetragonalen Kristalle hängt eng mit der Korngröße und dem Yttriumanteil zusammen. Es existiert eine kritische Korngröße verbunden mit einem bestimmten Yttriumanteil, bei der es zu spontaner T-M-Transformation kommt. Genauso würde bei zu feiner Korngröße keine Phasenumwandlung mehr stattfinden [162]. Dies verdeutlicht Abb. 6.

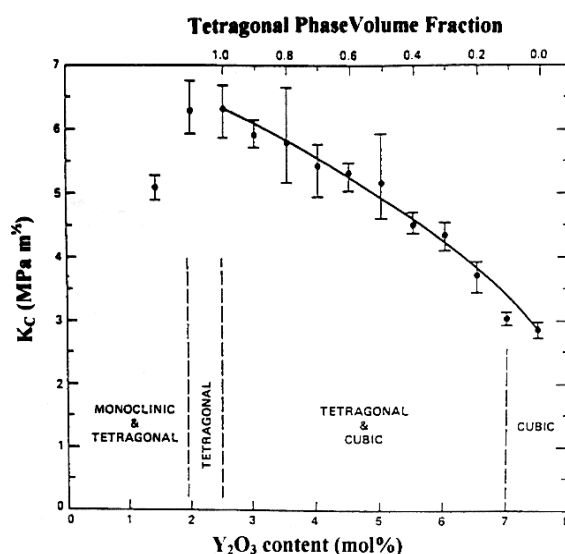


Abb. 5: Risszähigkeit in Abhängigkeit vom Yttriumgehalt [63]

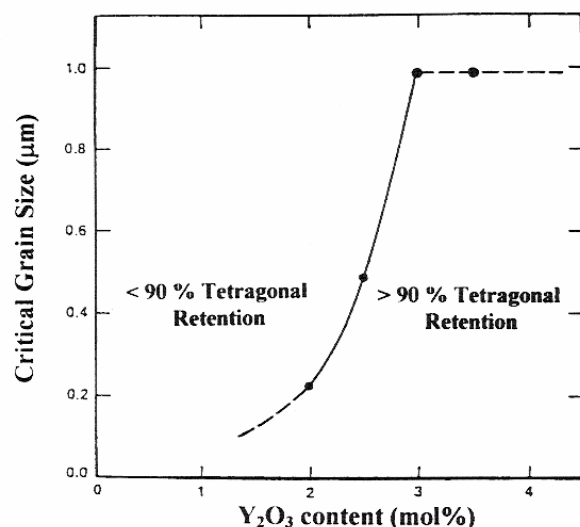


Abb. 6: Erhalt der tetragonalen Phase: Kritische Korngröße in Abhängigkeit vom Yttriumgehalt [85]

## 2.4.6 Verarbeitung von TZP-Keramik

Die in der Zahnheilkunde hauptsächlich verwendeten Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken werden in der Regel industriell hergestellt. Dadurch wird höchste Reinheit und Homogenität des Materials gewährleistet [93, 168]. Die Herstellung vollkeramischer Restaurationen in der Zahnmedizin erfolgt dann mit CAD/CAM-Geräten. Zur Verarbeitung werden dicht gesinterte, gehipte (hip: hot isostatic pressed) oder Weißling- und Grünling-Rohlinge angeboten.

Unter dicht gesinterten Rohlingen versteht man Keramikblöcke, die bei der Bearbeitung bereits ihre Enddicke aufweisen [80]. Das heißt, die Formgebung der Restauration erfolgt direkt. Es ist kein anschließender Sinterprozess mehr notwendig.

Gehipte Rohlinge sind dicht gesinterte Rohlinge, die anschließend industriell in einem Heißisostatischen Pressverfahren (HIP) weiter verdichtet werden [80]. Bei dieser Vergütung entstehen eine maximale Materialdicke sowie eine minimale Fehlerstellendicke. Die Restporosität verringert sich auf Null [73]. Dabei sollen die mechanischen Eigenschaften gegenüber der Weißbearbeitung und der anschließenden Sinterung um ein Vielfaches verbessert werden. Die erhöhte Festigkeit ermöglicht ein Ausschleifen von bis zu vierzehngliedrigen Restaurationen [73]. Durch eine hohe Porendichte wird eine höhere Transluzenz aufgrund einer geringeren Anzahl von Streustellen beim Lichteinfall erreicht [73]. Durch eine CAD/CAM-Bearbeitung werden die Materialeigenschaften nicht negativ beeinflusst. Allerdings sind Bearbeitungszeit und Werkzeugverschleiß aufgrund der Materialhärte sehr viel höher [13, 80].

Bei Weißlingen handelt es sich um vorgesinterte Keramikblöcke mit einer Sinterschwindung von 5%. Das Fräsen kann in diesem kreideweichen Zustand sehr viel leichter erfolgen als bei dichtgesinterten oder gehipten Rohlingen. Die Bearbeitung von solchen Rohlingen nennt man auch Weißbearbeitung. Sie kann trocken oder unter Einsatz von Kühlmittel durchgeführt werden. Letztere Methode führt zu einem geringeren Reibungsverschleiß der Fräßinstrumente. Nach der Bearbeitung folgt ein Sinterprozess bei der das Werkstück um weitere ca. 25% schwindet. Die Schwindung ist hierbei herstellungsbedingt und bei jeder Charge unterschiedlich [13]. Dies muss bei der Konstruktion der Restauration berücksichtigt werden [80]. Der poröse Weißling hat einen Verdichtungsgrad von 55-70% [73].

Grünlinge, auch Grünkörper genannt, sind Presslinge aus Zirkoniumdioxid, die ohne weitere Wärmebehandlung hergestellt wurden. Keramikpulver wird hierzu lediglich mit Bindemittel vermischt und in die gewünschte Form gepresst. Nach der Rohlingbearbeitung folgt der



Sintervorgang. Beim Sintern tritt eine Materialschrumpfung von ca. 30% auf, die bei der CAD-Konstruktion eingerechnet werden muss. Der weiße Grünling kann durch Span abhebendes Fräsen leicht bearbeitet werden. Dabei darf der Grünling nur trocken bearbeitet werden. Auch Kühlmittel zur Staubvermeidung bei der Herstellung sollte nicht verwendet werden, da dies zu einem Auflösen des Bindemittels und damit zum Aufweichen des Materials führen kann. Die daraus resultierende geringe Eigenfestigkeit kann zu Problemen bei der späteren Bearbeitung und Nutzung des Materials führen [13].

## **2.4 CAD/CAM-Technologie**

Die CAD/CAM-Technologie (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) bietet einige Vorteile gegenüber den herkömmlichen Herstellungsverfahren. Dazu gehören Zeit- und Kostenersparnisse im Vergleich zu manuellen Techniken. Durch eine computergestützte Fertigung soll eine konstante Qualität gewährleistet werden. Auch die Verwendung industriell vorgefertigter Materialien spielt eine große Rolle, da weniger Gefügefehler auftreten. Denn durch die hohen Brenntemperaturen, die beim Sintern entstehen, bilden sich unvermeidlich Mikroporositäten, Inhomogenitäten und Schrumpfungen [142]. Um eine Schädigung der Keramik während der Bearbeitung zu verhindern, sollten Parameter wie Schnittgeschwindigkeit, Vorschubgeschwindigkeit, Schnitttiefe und die Auswahl der Schleifinstrumente auf ein Optimum eingestellt werden [95].

Aufgrund der Vielzahl von CAD/CAM-Systemen soll nachfolgend lediglich das in dieser Studie verwendete Everest-System genauer erklärt werden.

### **2.4.1 Everest® System**

Das Everest-System der Firma KaVo besteht aus einem Scanner (Everest scan) für die Digitalisierung des Ausgangsmodells, der dazugehörigen Software zur Konstruktion und Bearbeitung der zu fertigenden Restaurationen sowie dem eigentlichen Fräsgerät (Everest engine) und dem Sinterofen (Everest therm). Mit diesem System können Einlagefüllungen, Kronen, Brücken und Abutments für Implantate hergestellt werden. Folgende Materialien können von dem Everest System bearbeitet werden:

- Leuzitverstärkte Glaskeramik für Inlays, Onlays, Veneers, Kröpfchen und Vollkronen
- Lithium-Disilikat-Keramik
- Zirkoniumdioxid als Weißling oder als heiß-isostatisch gepresste (HIP) Blanks für Kröpfchen und Brücken bis 45mm

- Titan ebenfalls für Kämpchen und Brückengerüste bis 45mm
- Kunststoffe [73].

Nachfolgend werden die einzelnen Prozessschritte des CAD/CAM-Prozesses des Everest-Systems dargestellt. Diese entstehen aus der Digitalisierung der Daten, dem Fräsen und dem Sintern.

### Die Digitalisierung der Daten

Die Digitalisierung der Daten bildet den ersten Schritt im CAD/CAM Prozess. Zum Erfassen der Daten mit dem Scanner können Modelle der präparierten Zähne aus Gips oder Wachs verwendet werden. Es sollten mindestens die Oberflächen der beschliffenen Zähne digitalisiert werden. Bei größeren Restaurationen ist es sinnvoller, die Daten der Nachbarzähne und eventuell auch der Antagonisten mitzuerfassen. Der Scanner besitzt optische Sensoren, bestehend aus einer Projektor- und einer Detektoreinheit, die in einem bestimmten Winkel zueinander stehen. Linienstrukturiertes Weißlicht wird projiziert und von einer Digitalkamera, die als Detektor eingesetzt wird, erfasst. Das Streifenlicht verformt sich auf der Modelloberfläche. Insgesamt durchläuft jedes Modell 13 Projektionssequenzen mit immer schmäler werdenden Streifen. Die Kamera wertet die Verzerrungen der Streifen aus und errechnet dadurch für jeden Bildpunkt einen dreidimensionalen Koordinatenpunkt. Um Unterschnitte zu erfassen, werden Dreh- und Kippbewegungen durchgeführt, bei denen der Messvorgang dann wiederholt wird. Generell weist eine Streifenlichtprojektion eine höhere Genauigkeit auf als eine Datenerfassung über Flächensensoren [73]. Die Präparationsgrenze am Kronenrand wird selbständig erkannt. Die Passgenauigkeit der Restauration wird entscheidend von der Qualität der gemessenen Daten beeinflusst. Dabei ist nicht die Anzahl der Messpunkte entscheidend, sondern vielmehr deren Genauigkeit. Eine ebenso wichtige Bedeutung hat die Erkennung von Unterschnitten sowie das Auffinden der Präparationsgrenze und des Äquators. Der Messvorgang für eine Krone dauert ca. vier Minuten. Am Computer besteht nun die Möglichkeit, die Präparationsgrenze zu korrigieren und alle gewünschten Parameter individuell einzustellen [73].

### Der Fräsvorgang

Der Fräsvorgang erfolgt bei CAD/CAM durch computergesteuerte Fräser, die sich durch drei lineare Achsen und zwei Rotationsachsen bewegen können. Dadurch ist es möglich, Restaurationen auch mit Unterschnitten in einem Aufspannvorgang zu fertigen. Mehrachsige Frässysteme bieten die Möglichkeit optimaler Anstellung der Werkzeuge und damit eine möglichst schonende subtraktive Bearbeitung. Durch diese Bearbeitungstechnik wird eine

hohe Oberflächengüte und Maßgenauigkeit erzielt [73]. Auch Hinterschneidungen können optimal bearbeitet werden [74]. Die Kollisionsprüfung sorgt dafür, dass bei der Umsetzung der Werkzeugbahnen keine Verletzung des Werkstücks durch das Werkzeug auftritt [74]. Während des Fräsvorgangs werden die Frässpitzen mit Flüssigkeit gekühlt, um Überhitzung durch Reibung zu vermeiden. Der Rohling wird für eine exakte Positionierung in ein so genanntes Insert eingebettet. Die Maschine beschleift dann zunächst die Innenseite der Restauration. Nach einem Maschinenstop muss die geschliffene Kavität mit Wachs aufgefüllt werden und dann beginnt der zweite Teil des Fräsvorgangs, nämlich das Beschleifen der Außenseite. Darin unterscheidet sich das Everest System von den meisten anderen CAD/CAM-Systemen, bei denen die Herstellung von keramischen Restaurationen ohne Unterbrechung verläuft.

## Das Sintern

Der Sinterbrand im Ofen, bei dem die Keramik, verdichtet wird, stellt den letzten Schritt in dem Herstellungsverfahren der Kronengerüste dar.

Die gefrästen  $\text{ZrO}_2$ -Kronengerüste werden im Sinterofen bis ca.  $1500^\circ\text{C}$  erhitzt. Nach der subtraktiven Formgebung der Keramikrohlinge, den Blanks, ist während des Sinterns mit einer linearen Schwindung von 15 bis 25% zu rechnen. Der Sinterofen kann bis zu 40 Einheiten fassen und über Nacht gesteuert werden. Bei der Bearbeitung von Weißlingen kann ein Aufpassen auf das Modell erst nach dem Sintervorgang stattfinden [73].

## 2.5 Klinische Aspekte der Vollkeramik

### 2.5.1 Indikationen der verschiedenen Keramiken

Aufgrund der unterschiedlichen Eigenschaften der verschiedenen Keramikgruppen besitzen nicht alle Keramiken die gleichen Indikationsgebiete. Die hohen Frakturnraten früherer Vollkeramiksysteme, also **Silikatkeramiken**, haben verdeutlicht, dass Keramiken mit einer Biegefestigkeit unter 200 MPa nicht für zementierte Kronen oder gar Brücken geeignet sind [122]. Silikatkeramiken eignen sich aufgrund ihres ästhetischen Erscheinungsbildes aber besonders für Inlays, Onlays und Teilkronen sowie für Veneers und Einzelkronen im Frontzahnbereich [104]. Diese Keramikgruppe zeigt als Adhäsivrestaurationen gute Überlebensraten trotz einer Festigkeit unter 200 MPa [122]. Da Lithiumdisilikatkeramik etwas höhere Bruchfestigkeitswerte hat, kann das Indikationsspektrum zusätzlich auf Einzelkronen im Seitenzahnbereich und kurzspannige Brücken bis in den Prämolarenbereich ausgedehnt werden. Auch Klebebrücken und Teleskope auf Implantaten sind möglich [72].

**Oxidkeramiken** weisen eine wesentlich höhere Festigkeit auf und werden daher als Gerüste für Kronen und mehrgliedrige Brücken im Front- und Seitenzahngebiet verwendet. Nachteilig ist allerdings die eingeschränkte Transluzenz, weshalb es zum ästhetischen Standard gehört, diese Restaurationen zu verblenden. Ebenso eignen sich die Oxidkeramiken für Teleskope und Implantatabutments [14, 104]. Derzeit befinden sich mehrspannige Brücken aus tetragonal stabilisiertem, polykristallinem Zirkonoxid (TZP) in klinischer Erprobung [104].

Alle **Infiltrationskeramiken** eignen sich für Kronengerüste im Frontzahnbereich [72]. Alumina und Zirconia werden wegen der starken Opazität lediglich als Gerüstkeramik verwendet. Spinell ist stärker transluzent und kann deswegen auch ohne Verblendung im Frontzahnbereich eingesetzt werden [140, 164]. Alumina kann zusätzlich für Seitenzahnkronen und Frontzahnbrücken sowie Klebebrücken verwendet werden. [72]. Aus Zirconia können sogar kleine Seitenzahnbrücken gefertigt werden [4, 53, 72, 105, 131, 154, 169]. Tab.3 zeigt eine Übersicht über die verschiedenen Keramikgruppen und ihre Indikationen.

	Krone FZ	Krone SZ	Brücke FZ	Brücke SZ	Doppelkrone Primärteil	Implantatkrone	Abutment	Inlay	Teilkrone	Veneer	Inlaybrücke	Klebebrücke
<b>Silikatkeramiken</b>												
Feldspatkeramik	X	X						X	X	X		
Lithiumdisilikatkeramik	X	X	X	X bis Prä-molar	X Nur auf Implantat							X
<b>Oxidkeramiken</b>												
Zirkoniumdioxid	X	X	X	X	X	X	X				X	X
Aluminiumoxid	X	X	X		X	X	X					
<b>Infiltrationskeramiken</b>												
Spinell	X											
Alumina	X	X	X									X
Zirkonia	X	X	X	X								

Tab. 3: Übersicht der Indikationen der Dentalkeramiken [94]

### 2.5.2 Allgemeine Präparationsrichtlinien für vollkeramische Restaurationen

Die Präparation ist eine Behandlungsmaßnahme, die vielfachen Zwecken dient: der Vitalerhaltung der Pulpa, dem Schutz der verbliebenen Zahnhartsubstanz, der Integrität des marginalen Parodontiums, der Sicherung der statischen und dynamischen Okklusion und der Wiederherstellung der Ästhetik. Die Art der Präparation hat einen entscheidenden Einfluss auf die Lebensdauer vollkeramischer Restaurationen [1, 27, 35, 129, 147]. Leider stimmen aber oft die biologischen Anforderungen zur Gesunderhaltung der Pulpa und die Bedingungen einer Präparation für einen Zahnersatz nicht überein. Einige Studien zeigen den Vitalitätsverlust der Zähne nach Überkronung [76, 77, 90].

Priorität bei der Herstellung von zahnmedizinischen Restaurationen sollte die Pulpa haben. *Walther et al.* führte 1984 histologische Untersuchungen von Zähnen nach Präparationen durch und legte eine minimale Restdentindicke von 0,7mm fest [172].

Ebenso fordern *Jüde, Kühl und Rossbach* 1997 eine Restdentinstärke von 0,7mm bei Zähnen von Erwachsenen und 1,4mm bei Zähnen von Jugendlichen, um eine irreversible Schädigung des Pulpengewebes auf ein Minimum zu beschränken [57]. Diese Werte basieren auf Messungen von Zahnhartsubstanzdicken menschlicher Zähne. Allerdings wurden in diesen Studien nur Frontzähne und Prämolaren untersucht [57, 82, 136]. Man muss beachten, dass es bei jeder Präparation zu einer thermischen Schädigung der Pulpa kommen kann [118]. Ob und in welchem Ausmaß es zu einer Schädigung kommt hängt von zahlreichen Faktoren ab: der Umfang des Schleifkörpers, der Korngröße des Schleifkörpers, der Länge des Fräsinstrumentes und der Anpressdruck des Behandlers [118]. Diese thermische Schädigung kann nach *Klaiber et al.* verhindert werden, wenn die Kühlwassermenge der Spraykühlung 50ml/min beträgt [79].

Sofern möglich sollte aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen eine supragingivale Präparationsgrenze gewählt werden [116, 134].

Die Präparationstiefen für vollkeramische Kronen werden in der Literatur erstmals von *Conod* [12] angegeben. Der zirkuläre Platzbedarf soll dabei 1,2mm betragen, der okklusale dagegen zwischen 1,5 und 2mm. Diese Richtlinien entwickelte *Conod* auf der Basis von empirischen Beobachtungen von Kronen aus Feldspatkeramik. Später wurden diese Werte durch zahlreiche Untersuchungen bestätigt [11, 19, 20, 35, 56, 92].

Die besten Ergebnisse für die marginale Passgenauigkeit werden bei Vollkeramikronen mit einem Konvergenzwinkel von 6° erzielt [28].

Nach *Pospiech* [119] ist es heute nicht mehr zwingend erforderlich für eine vollkeramische Restauration mehr Zahnhartsubstanz zu opfern als für eine metallkeramische Krone. [104] Von äußerster Wichtigkeit ist es allerdings, scharfe Kanten und Ecken zu vermeiden, da sie für Spannungsüberhöhungen in der Keramik verantwortlich sind. Damit auftretende Druckspannungen im Werkstoff weitergeleitet werden können, sind runde Übergänge in der Kavität unabdingbar [104].

Für Kronen allgemein gibt es, was die zervikale Geometrie betrifft, 4 bekannte Präparationsformen:

### Hohlkehlpräparation

Die Präparationsgrenze wird durch eine zirkuläre Hohlkehle dargestellt. Dabei wird der Zahn zur Aufnahme einer Krone zirkulär mit einem torpedoförmigen Diamant beschliffen. Vorteil dieser Präparationsart ist ein deutlich erkennbarer und genau definierter Präparationsrand. Wegen der verhältnismäßig einfachen Durchführbarkeit ist diese Präparationsart für Kronen weit verbreitet [88]. Sie bietet zervikal genug Platz für zahntechnische Restaurationen und hat im Vergleich zur Stufenpräparation einen etwas geringeren Substanzabtrag.

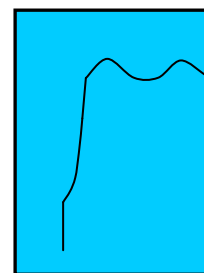


Abb.:7: Hohlkehlpräparation

### Tangentialpräparation

Bei dieser Präparationsart wird zervikal ein verlaufender Rand angelegt. Die tangentielle Präparation ist technisch sehr leicht durchführbar. Allerdings ist der Präparationsrand häufig nur schwer erkennbar. Da zervikal sehr wenig Zahnhartsubstanz entfernt wird ist dies für die Pulpa die schonendste Präparationsmethode. Der geringe Substanzabtrag bietet aber kaum Platz für technische Restaurationen und führt bei der Herstellung von Kronen leicht zu Überkonturierungen im Zahnhalsbereich, um die Mindestmaterialstärke zu gewährleisten. Die Folge von Überkonturierungen sind Irritationen des marginalen Zahnfleisches durch vermehrte Plaqueakkumulation, da die Selbstreinigung von Zunge und Wange eingeschränkt wird [151]. Auch wenn diese Präparationsart sehr leicht und auch in anatomisch schwierigen Situationen noch durchführbar ist, wird sie heute nicht mehr angewendet, da sie zu leicht zu Ungenauigkeiten führen kann [88].

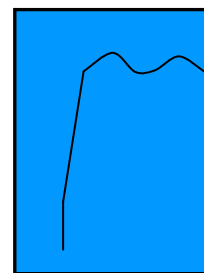


Abb.8: Tangentiale Präparation

## Stufenpräparation

Eine rechtwinklige Stufe im Zervikalbereich führt zu einer deutlich erkennbaren Präparationsgrenze und zu einem guten Platzangebot für zahntechnische Restaurationen [88]. Der starke Substanzabtrag im Zahnhalsbereich kann zu Reizungen der Pulpa führen, womit das Risiko einer späteren Devitalisierung einhergeht [57, 118]. Für vollkeramische Restaurationen sollte die Innenkante abgerundet sein [104].

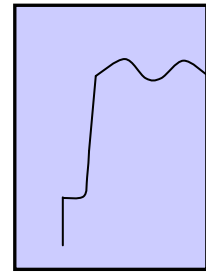


Abb.9: Stufenpräparation

## Stufenpräparation mit Abschrägung

Hier wird die rechtwinklige Stufenpräparation im 45° Winkel noch einmal abgeschrägt. Die Abschrägung soll dazu dienen den Zahn im zervikalen Bereich besser zu fassen. Man nennt diesen Effekt den „ferrule effect“, abgeleitet von den Metallbändern oder Eisenringen, die man früher gebrauchte, um beispielsweise Holzfässer an den Rändern zu stabilisieren. Zahlreiche Studien zeigen, dass der ferrule effect einem geschwächten Zahn wieder vermehrt Stabilität geben kann als andere Präparationsarten. Aus diesem Grund ist diese Präparationsart bei wurzelbehandelten Zähnen zu bevorzugen [152].

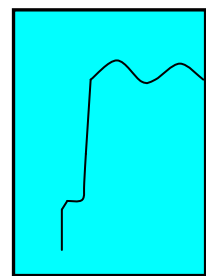


Abb.10: Stufenpräparation mit Abschrägung

Auch soll zervikal ein besserer Randschluss als bei der reinen Stufenpräparation erreicht werden [88]. Eine saubere Abschrägung ist jedoch technisch nicht ganz einfach durchzuführen. Fällt die Abschrägung zu steil aus, kann der Kronenrand wieder schwer erkennbar werden und es entstehen die gleichen Schwierigkeiten wie bei der tangentialen Präparation.

Für vollkeramische Restaurationen werden als zervikale Präparationsformen in der Literatur ausschließlich die ausgeprägte Hohlkehle oder die Stufe mit abgerundeter Innenkante empfohlen [6, 26, 61, 75, 115, 116, 118, 119, 131, 155, 157, 168, 171]. Diese Präparationsformen ermöglichen zervikal die dickste Materialstärke für keramische Restaurationen. Von äußerster Wichtigkeit ist es allerdings, scharfe Kanten und Ecken zu vermeiden, da sie für Spannungsüberhöhungen in der Keramik verantwortlich sind. Damit auftretende Druckspannungen im Werkstoff weitergeleitet werden können, sind runde Übergänge in der Kavität unabdingbar [51, 67, 104, 106, 107, 153].

### 2.5.3 Materialalterung (Ageing)

Die Materialalterung oder auch das Ageing eines Werkstoffes kann durch verschiedene Einflüsse, wie zyklische Wechsellast, thermische Schwankungen, Abrasion oder durch ein korrosives Milieu hervorgerufen werden [3]. Einige Untersuchungen zeigen, dass die Belastungsgrenze keramischer Werkstoffe bei erwähnten Einflüssen langfristig drastisch abnimmt und dass es dann nach einer gewissen Zeit unter geringen Belastungsbedingungen zum Ermüdungsbruch kommen kann [38, 149].

Nachfolgend sind die Kaubelastungskomponenten aufgeführt, die zu einem Versagen von keramischen Kronen führen können:

#### Fatigue

Fatigue oder die Materialermüdung von vollkeramischem Zahnersatz kommt durch mechanische Belastung durch Kaukräfte und durch wechselnde thermische Belastung, also Temperaturunterschiede im Mund zustande. Zahlreiche Studien berichten dabei über unterschiedliche Temperaturschwankungen in der Mundhöhle. Durchschnittliche Temperaturschwankungen reichen von 5 bis 55°C an der Schmelzoberfläche [64].

Die durch Kaudruck entstehenden Kräfte sind im Mund unterschiedlich hoch. Frontzähne werden von Kaukräften um die 250 N belastet, während die Kräfte im Prämolarenbereich auf 350 N ansteigen. Im Molarenbereich liegen sie im Durchschnitt bei 400N, können aber Werte bis über 1000 N erreichen [104, 145].

#### Abrasion und Attrition

Abrasion ist definiert als Fremdkörperreibung unabhängig von der okklusalen Situation. Befinden sich diese Fremdkörper direkt an einem oder beiden sich in relativer Bewegung befindenden Körpern, dann spricht man von der Zwei-Körper-Abrasion [98]. Als Beispiel sei die Reibung zwischen einer künstlichen Zahnkrone und einem natürlichen Zahn genannt.

Wenn die abrasiv wirksamen Partikel zwischen den Körpern gelagert sind, wie beispielsweise bei Abrasion durch Nahrung, so bezeichnet man dies als Drei-Körper-Abrasion [98].

Attrition ist definiert als Verschleiß durch direkten Kontakt mit den Antagonisten. Dies kann beim Sprechen, Schlucken und verstärkt beim Pressen und durch Bruxismus zustande kommen [81]. Folgen sind Oberflächenabrieb an den Stellen des direkten Kontaktes und eine Verbreiterung des Approximalkontaktes [98].

*Rosenblum* und *Schulman* [133] bestätigten 1997, dass die Abrasion des Zahnschmelzes von der Härte und Rauigkeit der keramischen Restauration des Antagonisten abhängt. Je härter ein keramisches Material ist, umso mehr Abrasion findet am antagonistischen Schmelz statt.



Eine keramische Oberfläche nach Glanzbrand ist weniger abrasiv als eine raue Oberfläche, wie es nach dem okklusalen Einschleifen an Kronen vorkommt [133].

Von der Lithium-Disilikat-Keramik, Empress 2, wurde nachgewiesen, dass sie eine dem Zahnschmelz ähnliche Abrasion aufweist [148].

Wegen der Festigkeit von Zirkoniumdioxid wird empfohlen, diesen Werkstoff nur verblendet einzusetzen, um die antagonistischen Zähne vor verstärkter Abrasion zu schützen [161].

## Korrosion

Korrosion beschreibt die chemische Reaktion eines Mediums mit Stoffen in seiner Umgebung. Speziell für keramische Werkstoffe gilt die Definition der Korrosion als chemischer Angriff der keramischen Oberfläche durch ein ihn umgebendes Medium [17]. Bei Glaskeramiken hat die korrosive Wirkung des Wassers bzw. des Speichels den wohl wichtigsten chemischen Einfluss. Wasser kann die Geschwindigkeit des subkritischen Risswachstums innerhalb einem keramischen Werkstoff um mehr als das Millionenfache beschleunigen [50, 113, 174]. Zu erklären ist das damit, dass sich Wassermoleküle an die Tetraederbindungen der silikatischen Gruppen anlagern und dadurch zu einer Vorverformung des Tetraeders führen. Die für den Rissfortschritt notwendige weitere Verformung des Tetraeders braucht jetzt nur noch sehr viel weniger Energie, wodurch das Risswachstum bedeutend schneller abläuft. Unterliegt die Keramik gleichzeitig einer Belastung, verläuft dieser Vorgang wesentlich ausgeprägter. Dies bezeichnet man als Spannungs-Risskorrosion [60, 113, 132, 174].

Diesen Mechanismus gibt es bei dem glasfreien Zirkoniumdioxid nicht.

Allerdings konnte gezeigt werden, dass es auch bei TZP-Keramik zu einer Materialalterung kommt, sobald Kontakt mit Wasser, Wasserdampf oder Körperflüssigkeit besteht. Ebenso durch Dampfsterilisation kann es zu einer Materialermüdung kommen [117, 126]. Dieser Vorgang ist mit einer sehr langsamen, zum Teil spontanen T-M-Phasenumwandlung an der Oberfläche zu erklären. Tetragonale Oberflächenkristalle sind nicht so stark in die Matrix eingebettet, was ihnen die spontane Transformation erlaubt oder durch Abrasion erleichtert wird [126]. Fortschreitende T-M-Transformation an der Oberfläche wird als Ursache für den Rissfortschritt und der Ausriss von Oberflächenkristallen für die Festigkeitsminderung gesehen [118].

*Swab* [177] fasst die wichtigsten Punkte des Ageings für TZP-Keramik zusammen:

1. Der kritischste Temperaturbereich liegt zwischen 200 und 300°C.
2. Die Effekte der Alterung sind Minderung von Festigkeit, Risszähigkeit, Dichte und eine Zunahme des Gehalts der monoklinen Phase.

3. Das Herabsetzen der mechanischen Eigenschaften findet aufgrund der T-M-Transformation statt und hat Mikro- und Makrorisse zur Folge.
4. T-M-Transformation beginnt immer an der Oberfläche und schreitet ins Materialinnere fort.
5. Reduzierung der Korngröße und/oder Zunahme an stabilisierenden Oxiden vermindern die Transformationsrate.
6. T-M-Transformation wird durch Wasser oder Wasserdampf erhöht.

*Geis-Gerstorfer* und *Fässler* untersuchten 1999 die Biegefestigkeit von TZP gekerbten Biegeproben nach zyklischer Belastung. Die Dauerbiegefestigkeit nach zyklischer Belastung lag mit 480 MPa nur noch bei knapp 50% der Ausgangsfestigkeit, die 1016MPa betrug [38]. Eine weitere Studie von *Studart et al.* (2006) zeigte eine Festigkeitsminderung von TZP-Gerüsten nach zyklisch-mechanischer Belastung ohne Wasser von 46% und mit Wasser von 52% [156].

#### 2.5.4 Bruchverhalten keramischer Kronen

Dem vollständigen Bruch, der zum Versagen einer klinischen Krone führt, geht zunächst eine Rissentwicklung voraus [70]. Diese Rissentwicklung kann entweder auf der Oberfläche der keramischen Krone entstehen, wie in Abb.11 dargestellt, oder sie beginnt auf der Innenseite, wie in Abb12 gezeigt [163]. In den Abbildungen steht Z für Zahnstumpf, K für Keramik und P ist ein Prüfstempel, der einem antagonistischen Höcker entspricht. Beide Arten der Rissentwicklung kann man in unterschiedlichem Ausmass an den verschiedenen Keramiken beobachten.

*Meier et al.* [112] konnte schon 1995 durch eine Finite-Element-Analyse zeigen, dass die Spannungsspitzen bei okklusaler Krafteinleitung an Empress-Kronen auf der Kronenoberfläche in der Nähe der Krafteinleitung liegen, während sie bei der Infiltrationskeramik In-Ceram auf der Innenseite der Kronenkäppchen liegen.

Risse, die an der Außenfläche entstehen, kommen durch Gefügefehler oder Gefügeveränderungen an der Oberfläche zustande. Diese können durch Inhomogenität des Materials oder

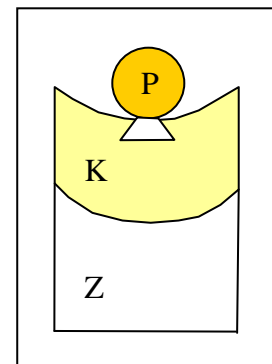


Abb.11: Rissbildung an der Keramikoberfläche [169a]

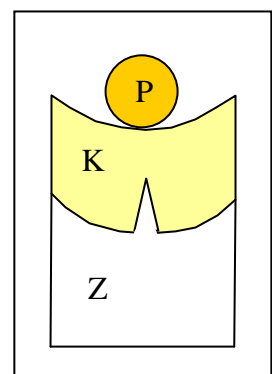


Abb.12: Radiale Rissbildung an der Innenfläche der Keramik [169a]

durch technische Bearbeitung der Oberfläche verursacht werden. Wie im vorigen Kapitel erklärt, ruft aber vor allem die zyklische Wechsellast durch die Antagonisten eine Materialermüdung in Form von Rissbildung hervor [62]. Je nach Risszähigkeit der Keramik und umgebendem Milieu schreitet dieser Prozess langsamer oder schneller ins Kroneninnere fort. Dabei spielen die Härte und der E-Modul des beschliffenen Zahnstumpfes keine große Rolle [163]. Dieses Rissverhalten von außen nach innen findet man vor allem bei feinkörnigen Silikatkeramiken und ist verantwortlich für das Abplatzen und Brechen von Inlays, Onlays und Verblendungen. Bei bruchfesteren Keramiken wie Infiltrationskeramiken und Oxidkeramidkeramiken kommt diese Form der Rissentwicklung ebenfalls aber in geringerem Ausmaß vor. Sie führt aber nicht so schnell zum Bruch der Restauration. Vielmehr beginnt hier die Hauptbruchentwicklung an der Innenseite in Form eines radialen Risses, der in Richtung Oberfläche läuft [163]. Auch für Silikatkeramiken kann man diese Form der Rissentwicklung beobachten. Wenn sie auftritt, führt sie hier aber sehr schnell zum völligen Versagen, da die Biegefestigkeit von Silikatkeramiken gering ist. Denn für die radiale Rissentstehung und Weiterentwicklung spielen die Biegefestigkeit der Keramik und der E-Modul des verbliebenen Zahnstumpfes eine große Rolle. Die radiale Rissentwicklung läuft in Zirkoniumdioxid besonders dann schnell ab, wenn die Gerüste dünner als 0,4 mm sind [163]. Eine Zunahme der Gerüstdicke bis zu 1mm hat keinen Einfluss mehr auf die Rissentwicklung [163]. Unebenheiten auf der präparierten Kaufläche verstärken natürlich die Spannungsentwicklung und Rissbildung, ausgehend von der Innenseite des Käppchens. Klinisch sind die Risse auf der Kroneninnenseite nicht sichtbar und so besteht keine Möglichkeit einer Reparatur bevor es zum völligen Bruch der Keramik kommt.

## **2.6. Bruchfestigkeitsuntersuchungen zu verschiedenen Präparationsarten**

Bisher wurde für Bruchfestigkeitsuntersuchungen vorwiegend die Präparationstiefe untersucht bzw. die Stärke des zirkulären Abtrages. Die anfänglichen geringen Bruchfestigkeiten vollkeramischer Kronen führten zur Entwicklung von Präparationen mit einer rechtwinkligen Stufe von 1,0 bis 1,2mm Stärke und basierten auf empirischen Untersuchungen [45, 112]. Der Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Kronen wurde dann in wenigen Studien untersucht. Die Ergebnisse sind sehr kontrovers. Dazu muss man berücksichtigen, dass die Studien jeweils unterschiedliche Voraussetzungen und Einflüsse hatten, wie beispielsweise die Stumpfherstellung, das Stumpfmaterial, die Kronenbefestigung, die Richtung der Krafteinleitung und natürlich der

keramische Werkstoff. Lediglich eine Studie über Präparationsgeometrie und deren Einfluss auf die Bruchfestigkeit von TZP-Keramik existiert neben der vorliegenden Studie. Studien mit anderen keramischen Materialien sind aufgrund der sehr unterschiedlichen Werkstoffeigenschaften nicht mit der TZP-Keramik vergleichbar. Dennoch sollen hier die bekanntesten Studien über das Präparationsdesign aufgeführt werden, um die Kontroversität der Ergebnisse aufzuzeigen.

**Sjögren und Bergmann (1987)** [147] untersuchten die Bruchfestigkeit von 28 Keramikronen aus Cerestore (Johnson&Johnson, East Windsor), einer Feldspatkeramik. Die Hälfte wurde mit einer Hohlkehle präpariert, die andere Hälfte mit einer Schulter. Ihre Statistik zeigte, dass die Stufenpräparation dreimal so widerstandsfähig war, wie die Hohlkehlpäparation [147].

**Riedling et al. (1989)** [129] fertigte stilisierte Präparationsstümpfe von Eckzähnen. Die Kronen wurden mit der Dicor-Keramik, einer gießbaren Glaskeramik, gefertigt. Er unterschied 4 Präparationsformen: (A) 1mm breite Stufe mit abgerundeter Innenkante, (B) 1mm breite Hohlkehle in der Horizontalabstanz, (C) Hohlkehle mit 1mm effektiver Länge und (D) Tangentialpräparation mit der Flamme. Weiterhin wurden für jede Präparationsform Serien von je 10 Dicor Kronen mit einer okklusalen Schichtstärke von 0,9mm, 1,2mm und 1,7mm hergestellt. Kronen auf tangential präparierten Stümpfen waren technisch nicht herstellbar, weil die Keramik im Zervikalbereich zu dünn war. Riedling stellte für die Stufenpräparation (A) eine signifikant höhere Druckbelastbarkeit gegenüber den beiden Hohlkehlpäparationen (B) und (C). Ebenso stellte er eine signifikante Steigerung der Druckfestigkeit von der Hohlkehle (B) gegenüber der Hohlkehle (C) fest [129]. In Abb. 13 sind seine Ergebnisse anschaulich dargestellt.

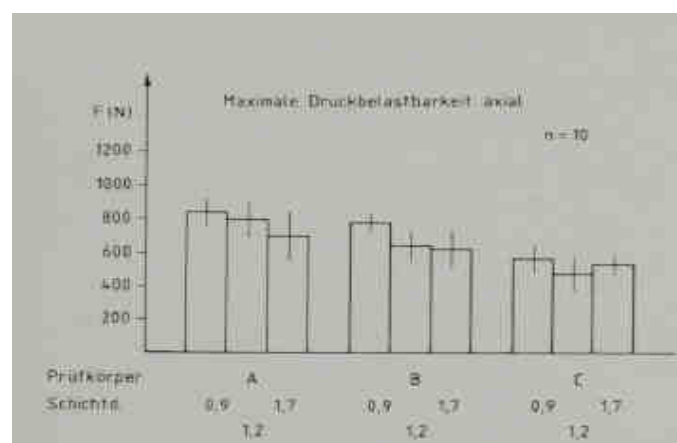


Abb.13: Statistische Auswertung der Versuchsserie von Riedling et al. [129]

**Friedlander et al. (1990)** [35] stellten jeweils 10 Dicor Kronen für die 6 Präparationsformen: 0,8mm breite Hohlkehle, 1,2mm breite Stufe mit abgerundeter Innenkante und 1,2mm breite Stufe mit scharfer Innenkante mit einem Konvergenzwinkel von 10° und 20° her. Als bestes Ergebnis war die Präparationsform der Stufe mit scharfer Innenkante und einem Konvergenzwinkel von 10° anzusehen. Die Hohlkehlpräparationen schnitten in dieser Studie am schlechtesten ab [35].

Der Einfluß auf die Bruchfestigkeit von Kronen der Präparationsformen Stufe mit abgerundeter Innenkante, Stufe mit scharfer Innenkante und Hohlkehle wurden von **Meier et al. (1995)** [112] untersucht. Die Stümpfe wurden mit der CAD/CAM-Technik hergestellt. Der cervicale Hartschubabtrag betrug 0,8 und 1,2mm. Als Keramik wurde sowohl Empress als auch In-Ceram verwendet. Für jedes Material und jede Präparationsform wurden jeweils 10 Kronen hergestellt. Die Krafteinleitung erfolgte in einem Winkel von 30° in orovestibulärer Richtung. Für die Empresskronen konnte kein signifikanter Unterschied in der Präparationsform festgestellt werden, während bei den widerstandsfähigeren In-Ceram Kronen bei beiden Schnitttiefen für die Hohlkehlpräparation die besten Bruchfestigkeitswerte gemessen wurden [112]. Abb.14 und 15 zeigen graphisch seine statistischen Ergebnisse.

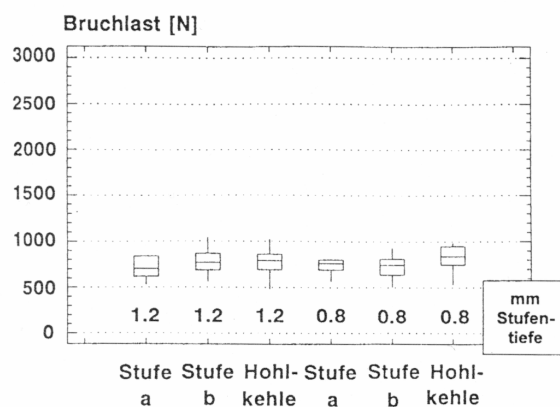


Abb. 14: Bruchlast von Empress-Molaren-Kronen mit unterschiedlichen Präparationsgeometrien (a = Stufe mit abgerundeter Innenkante b = Stufe mit scharfer Innenkante) [112]

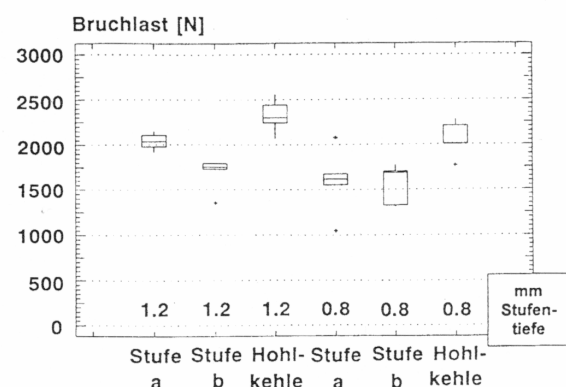


Abb. 15: Bruchlast von In-Ceram-Molaren-Kronen mit unterschiedlichen Präparationsgeometrien (a = Stufe mit abgerundeter Innenkante b = Stufe mit scharfer Innenkante) [112]

**Fenske et al. (1999)** [27] testete die Bruchfestigkeit vollkeramischer Frontzahnkronen aus IPS-Empress bei unterschiedlicher Stufenbreite einer Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante. Er wählte Stufenbreiten von 0,4mm, 0,6mm, 0,8mm, 1,0mm und 1,2mm. Die Krafteinleitung in der Universalprüfmaschine erfolgte in dieser Studie im Winkel von 30° zur

Kronenachse. Die Forderung nach einer möglichst breiten Stufe konnte er nicht untermauern. Dies veranschaulicht die statistische Auswertung seiner Studie in Abb. 16:

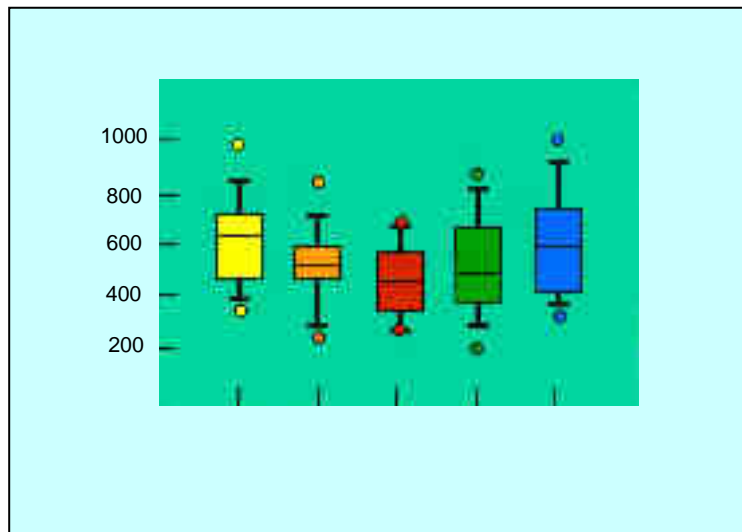


Abb.16: Einfluss der Stufenbreite auf die Bruch- festigkeit von Kronen [27]

Die Interpretation des jeweiligen Mittelwertes zeigte in seiner Studie bei gleicher Bruchfestigkeit eine tendenziell höhere Materialsicherheit bei zervikal kleiner dimensionierten Kronen. Allerdings gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Stufenbreiten [27].

**Agstaller und Beuer et al. (2006)** [1] untersuchten den Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidkronen. Der Versuchsaufbau ist direkt mit dem dieser Studie zu vergleichen. Es wurden 5 verschiedene Präparationsarten gewählt: Stufe mit abgerundeter Innenkante, Stufe mit Abschrägung, grazile Hohlkehle, ausgeprägte Hohlkehle und die tangentielle Präparation. Der Konvergenzwinkel betrug jeweils 6°. Zu jeder Präparationsart wurden jeweils 10 Kronen gefertigt. Die Stufe mit abgerundeter Innenkante zeigt gegenüber allen anderen Präparationsarten die höchste Bruchfestigkeit. Zum besseren Vergleich mit der Studie dieser Arbeit ist in Abb.17 die statistische Auswertung anhand von Box-Plots dargestellt [1].

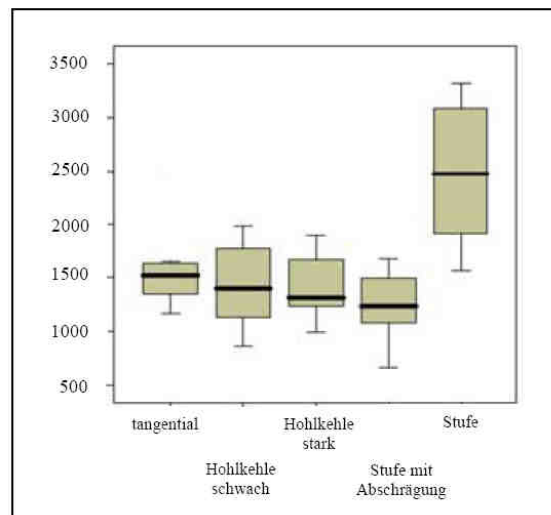


Abb. 17: Boxplottdiagramm der Bruchkräfte in  $N$  in Abhängigkeit von der Präparationsart [1]

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Übersicht

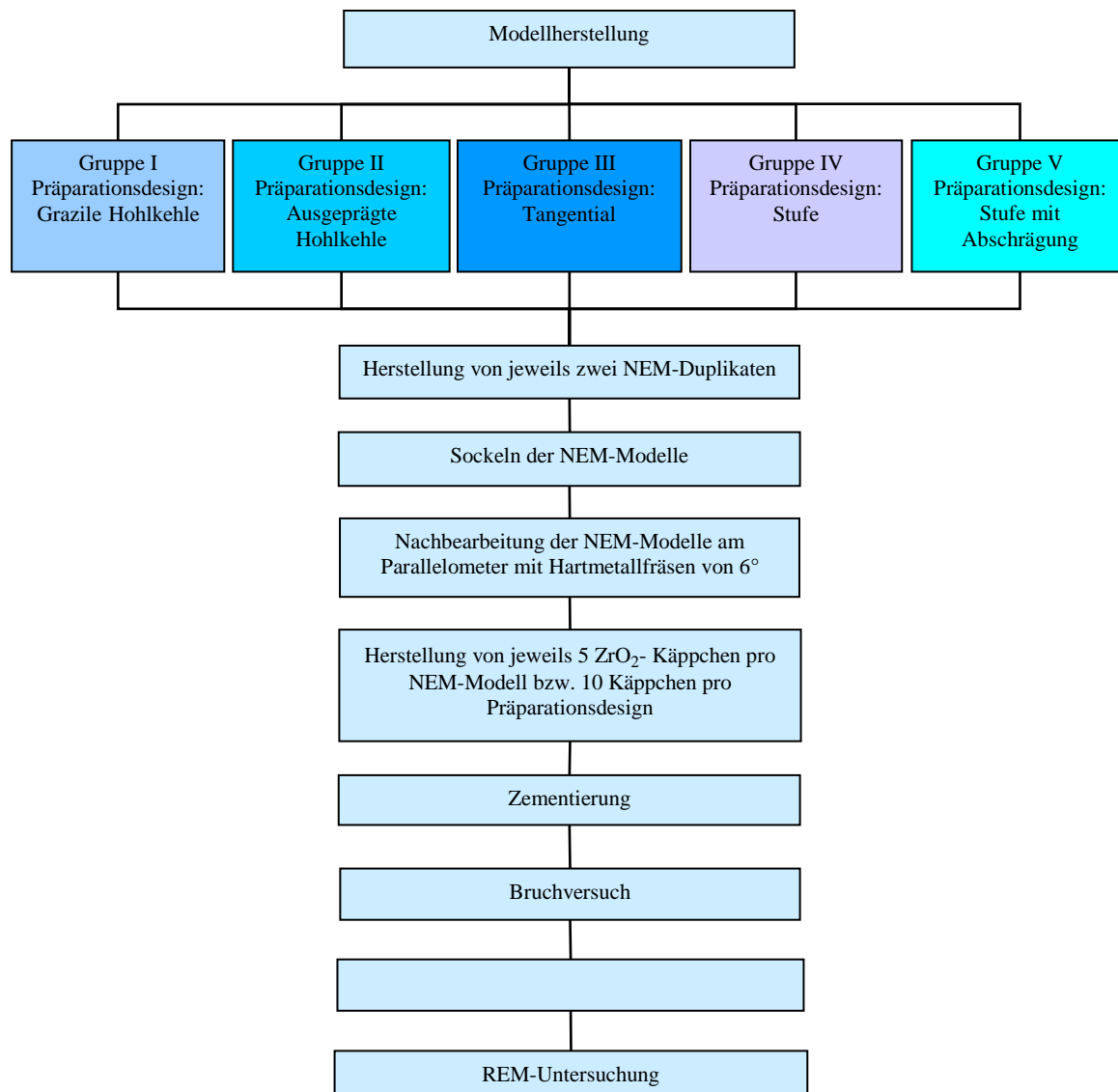


Abb. 18: Übersicht Material und Methode

Pro Präparationsdesign wurde ein Frasacomolar (Frasaco, Tettang) unter Beachtung der Präparationsrichtlinien für vollkeramische Kronen präpariert, wobei der Konvergenzwinkel 6° betrug. Anschließend wurden jeweils zwei NEM-Duplikate der präparierten Frasacostümpfe hergestellt. Die NEM-Modelle wurden in Kunststoff gesockelt und mit Hartmetallfräsen ebenfalls von 6° am Parallelometer nachbearbeitet. Mit Hilfe des



Everest<sup>®</sup> CAD/CAM Systems der Firma KaVo wurden pro NEM-Modell 5 Kronenkäppchen aus Zirkondioxid gefräst, so dass pro Präparationsdesign 10 Kronengerüste vorhanden waren. Die Käppchen wurden auf die NEM-Modelle zementiert. Anschließend wurde mit einer Universalprüfmaschine die Bruchfestigkeit der Kronengerüste ermittelt. Nachfolgend wurden die Bruchfragmente im Rasterelektronenmikroskop (REM) untersucht und zuletzt erfolgte die statistische Auswertung mit einem Computerprogramm (SPSS 12.0; SPSS Inc, Chicago).

### 3.2 Modellherstellung

Folgende Präparationsdesigns wurden für die Studie herangezogen: Präparation einer ausgeprägten Hohlkehle mit einer zervikalen Stufenbreite von 1,2mm, einer grazilen Hohlkehle mit einer zervikalen Stufenbreite von 0,6mm, tangentielle Präparation, Präparation einer Stufe und einer Stufe mit Abschrägung. Abb.19 veranschaulicht schematisch die verschiedenen Präparationsarten.

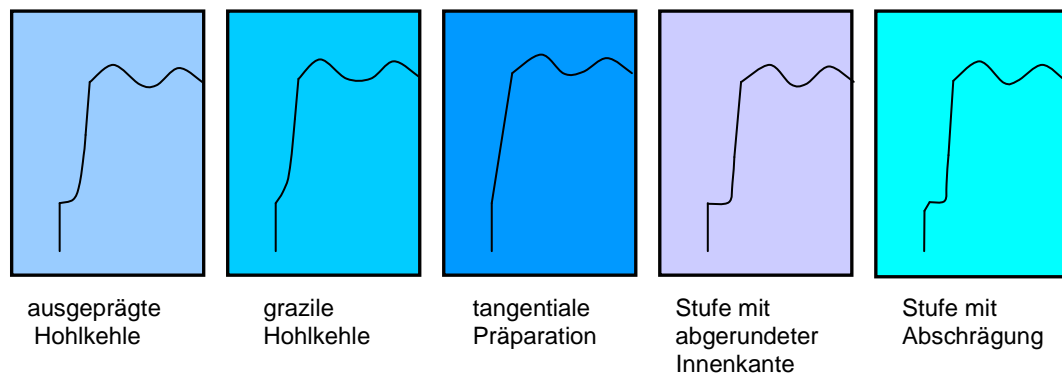


Abb.19: Schematische Darstellung der Präparationsarten

Für jede der fünf verschiedenen Präparationsarten wurde jeweils ein Oberkiefer erster Molar (Frasaco) mit einer Turbine (GENTLEforce LUX 7000B, KaVo) und konischen Diamantschleifkörpern (Ergo-Präp-Set, Komet, Lemgo<sup>®</sup>) unter Wasserkühlung beschliffen. Um bei allen Präparationen den gleichen Konvergenzwinkel zu erzielen, wurden die Zähne anschließend in ein Frasacomodell (Frasaco) eingeschraubt und mit konischen Hartmetallfräsen (Komet<sup>®</sup>) am Parallelometerfräsggerät (Fräsggerät F1, Degussa Dental, Hanau) nachbearbeitet. Die Kanten wurden mit einem Rotring-Diamantschleifkörper (Komet<sup>®</sup>) gebrochen.

Bei jeder der verschiedenen Präparationsarten betrug der okklusale Abtrag 1,5 mm und die Retentionshöhe 6 mm. Der zirkuläre Abtrag im oberen Dritteln betrug ca. 1,2 mm.

Die ausgeprägte Hohlkehle unterschied sich von der grazilen Hohlkehle durch die zervikale Schichtdicke, gemessen 1mm oberhalb der Präparationsgrenze. Dabei betrug erstere 1,2mm und letztere 0,6mm. Dies wurde durch genormte Schleifkörpergrößen erreicht. Die Stufe betrug zervikal ebenso 1,2mm. Überprüft wurde der Substanzabtrag durch Vermessen von Provisorien mit einem Tasterzirkel (Omnident, Rodgau Nieder-Roden), die mit Luxatemp<sup>®</sup> SolarPlus (Zenith/DMG, Englewood) hergestellt wurden.

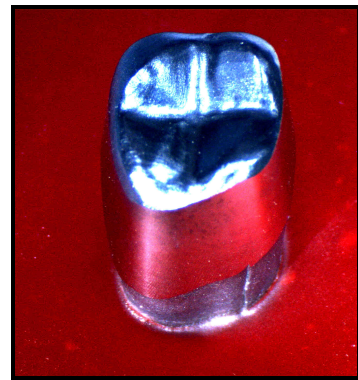
Nun galt es, die gleichen Modelle für die Testung der Bruchfestigkeit aus NEM herzustellen. Hierfür wurden die bereits präparierten Frasacozähne in einer Kuvette (Heraeus Kulzer, Hanau) mit einem additionsvernetzenden Silikon (ADISIL BLAU, Siladent-Technik, Goslar) eingebettet, welches in einem Vakuumanrührgerät (Multivac compact, DeguDent, Hanau) nach Herstellerangaben angemischt wurde. Zunächst wurde die eine Hälfte der Kuvette mit Silikon beschickt und drei der 5 präparierten Zähne darin waagrecht liegend eingebettet, so dass sie genau zur Hälfte mit Silikon bedeckt waren. Nach einer halben Stunde Aushärungszeit wurde die Oberfläche des Silikons isoliert und nun wurden die beiden Kuvettenhälften aufeinandergesetzt, um den restlichen Hohlraum mit Silikon zu füllen. Auch hier wurde wieder die Aushärungszeit nach Herstellerangaben beachtet. Anschließend wurde die Kuvette wieder geöffnet und der Frasacozahn wurde entfernt. Im gleichen Arbeitsgang wurden Zu- und Abflusskanäle in das Silikon geschnitzt. In den nun verbliebenen Hohlraum wurde bei geschlossener Kuvette mit Hilfe eines Wachsinjektionsgerätes (Fischerwerke, Waldachtal) Wachs, dass von dem Gerät auf die einstellbare Temperatur von 64°C erhitzt wurde, in die Hohlform injiziert. Nachdem man das Wachs einige Minuten abkühlen ließ, wurde die Kuvette geöffnet und die Wachsduplikate der präparierten Zähne entnommen. Die Zu- und Abflusskanäle wurden fein säuberlich abgetrennt. Ebenso wurde mit den übrigen beiden präparierten Zähnen verfahren. Nachdem nun von jedem präparierten Frasacozahn zwei Wachsduplikate existierten, wurden diese mit einem Gusskanal versehen und jeweils drei in einer Muffel mit einer phosphatgebundenen Einbettmasse (Jet 2000, Siladent-Technik) eingebettet. Anschließend erfolgte das Vorheizen im Ofen (Typ 5636, KaVo) auf 750° für 40 Minuten. Nun wurden die Kronen im Schleudergussverfahren (Globocast, Krupp, Düsseldorf) aus Nichtedelmetall (remanium 2000, Dentaureum, Ispringen) gegossen. Das Ausbetten und Abtrennen der Gusskanäle erfolgte nach reichlichem Abkühlen der Muffeln. Die Nichtedelmetall-Stümpfe wurden in Kunststoff (Palavit G, Haeraeus Kulzer) gesockelt, um sie mit Hartmetallfräsen von 6° exakt nachzubearbeiten. Zu jeder Präparationsart standen nun zwei Nichtedelmetall-Stümpfe zur Verfügung. Die folgenden Abbildungen zeigen jeweils einen der gefertigten Stümpfe zu jeder Präparationstechnik.



*Abb. 20: Ausgeprägte Hohlkehle*



*Abb. 21: Grazile Hohlkehle*



*Abb. 22: Tangentiale Präparation*



*Abb. 23: Stufe*



*Abb. 24: Stufe mit Abschrägung*

### **3.3 Herstellung der Kronenkäppchen aus Zirkoniumdioxid**

Um die oberflächlichen Reflexionen des Metalls zu reduzieren wurden die Stümpfe mit einem Scan-Spray (Sirona, Bensheim) eingesprüht, bis die Oberfläche rundum matt war. Jedes der 10 NEM-Stümpfe wurde nun einzeln in den Sockel des Everest scan Gerätes eingespannt und durch die 3D-Streifenlichtprojektion gescannt. Abb. 25 zeigt das Everest scan Gerät mit dem präparierten Stumpf in Scanposition.



*Abb. 25: KaVo Everest scan*

Die Präparationsgrenze, die die Software selbstständig erkannte, wurde kontrolliert und falls nötig, korrigiert. Nun wurden die gewünschten Parameter wie Zementspaltbreite, Beginn der gewünschten Zementspaltbreite im Abstand zur Präparationsgrenze, der Schrumpfungsfaktor der verwendeten Blanks und die Blankgröße im PC eingegeben. Nach mehreren Testversuchen wurde eine Zementspaltbreite von 5  $\mu\text{m}$  gewählt, da die aufgetragene Stärke des Scan-Sprays miteinbezogen werden musste. Der Beginn der Zementspaltbreite koronal des Präparationsrandes wurde auf 2 mm gesetzt.

Nun mussten die zylindrischen Zirkonoxidrohlinge mit einem Durchmesser von 20 mm und einer Höhe von 20 mm für den Fräsvorgang vorbereitet werden. Dazu wurden sie auf entsprechende Positionierhilfen gesetzt, auf die wiederum ein mit Vaseline isoliertes Insert (Everest Insert, KaVo) aufgesetzt wurde. Hier war es wichtig, auf einen exakten Sitz des Inserts zu achten, damit das Ausbetten komplikationslos ablaufen konnte. Dann wurde ein Kunststoff (Everest Universal Inplast, KaVo) zu gleichen Gewichtsanteilen dünn angerührt und das Everest Insert bis ca. 4mm unterhalb des oberen Randes aufgefüllt. Damit war das ZS-Blank eingebettet (siehe Abb. 26).



Abb. 26: Eingebetteter ZS-Blank

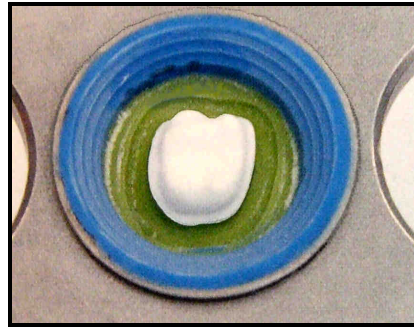


Abb. 27: Fertig gefrästes Käppchen vor dem Ausbetten

Nachdem der Kunststoff ausgehärtet war, konnte die Positionierhilfe wieder entfernt werden. Jeweils vier Inserts wurden für einen Schleifvorgang in die Spannbrücke der Fräsmaschine (Everest engine, KaVo) eingesetzt und mit einem Inbusschlüssel manuell festgezogen. Nachdem durch die Software die 3D-Daten in Fräsdaten umgerechnet worden waren, wurden die Daten an die Schleifmaschine geschickt und der Fräsvorgang konnte gestartet werden. Zunächst wurde die Kavität gefräst. Danach unterbrach die Maschine automatisch den Schleifvorgang. Die Kavität wurde mit einem Luftbläser und Wasser manuell vom Schleifstaub befreit und anschließend mit einem Heißluftgebläse (HL 1605S, Steinel, Herzebrock-Clarholz) getrocknet und erwärmt, um Spannungen beim Eingießen des Waxes zu vermeiden. Die Kavität wurde danach mit flüssigem Wachs (Everest Inwax, KaVo) aufgefüllt. Bevor das Programm fortgesetzt werden konnte, musste das Wachs vollständig ausgehärtet sein. Dann konnte schließlich die Außenfläche des Käppchens beschliffen werden. Das fertig geschliffene Kronengerüst ist in Abb. 27 sichtbar. Um das fertige Käppchen aus dem Wachs herauszubekommen, wurde dieses mit dem Heißluftgebläse vorsichtig erwärmt, bis das Käppchen mit einer Pinzette entnommen werden konnte. Die fertigen Kronenkäppchen wurden auf eine Keramikschale gelegt, um dann im Ofen (Everest therm, KaVo) gesintert zu werden. Nur 10 von 50 Kronen mussten auf die NEM-Stümpfe aufgespitzt werden, davon waren 5 von der tangentialen Präparation und 3 von der grazilen Hohlkehlpräparation und 2 von der Stufenpräparation. Für das Aufpassen wurde der Stumpf mit einem Farbspray besprüht, die Krone auf den Stumpf gesetzt und wieder abgenommen. Die blaue Farbe zeichnete sich dort ab, wo die Krone direkten Kontakt mit dem Stumpf hatte. Dieser Kontakt wurde mit einem Feinkorndiamanten unter Wasserkühlung reduziert. Zum Schluss wurde mit einem Tasterzirkel die Dicke der Käppchen kontrolliert und eine Mindestschichtstärke von 0,5 mm überprüft.

### 3.4 Prüfung der Bruchfestigkeit

Die Kavität der Käppchen wurde sandgestrahlt (Aluminiumoxid, Körnung: 50  $\mu\text{m}$ , Druck: 1bar) um jegliche Verunreinigung auszuschließen. Daraufhin wurden die Käppchen mit Glasionomermzement (Ketac-Cem-Aplicap, 3M Espe, Seefeld) auf die NEM-Stümpfe zementiert. Unmittelbar danach wurden die zementierten Käppchen mit einer dafür entwickelten Vorrichtung zentral mit 5kg für 5Minuten belastet.

Erst nach einer Aushärtungszeit des Zements von 24 Stunden wurden die zementierten Gerüste für den Bruchversuch herangezogen.

Der Bruchversuch fand bei Raumtemperatur in einer Universalprüfmaschine (Typ 1445, Zwick, Ulm) statt. Die Traversengeschwindigkeit betrug 1mm/min. Die Kraftübertragung auf das Zirkonoxidkäppchen erfolgte senkrecht zur Kaufläche durch eine Kugel von 8mm Durchmesser. Diese konnte per Tastendruck gestartet und gestoppt werden. Zur Vermeidung von Kraftspitzen wurde zwischen dem Käppchen und dem Kugelstempel eine Kunststofffolie (Erkodur-C, Erkodent, Pfalzgrafenweiler) von 0,6 mm Stärke platziert. Das jeweilige Frakturereignis wurde durch Auftreten des ersten Risses festgelegt und durch Inspektion mittels optimaler Ausleuchtung und anhand einer Spiegelvorrichtung ermittelt. Begleitet wurde das Ereignis von einem deutlich hörbaren Frakturgeräusch. Die weitere Krafteinleitung wurde daraufhin sofort manuell per Tastendruck gestoppt und danach das Belastungsdiagramm ausgedruckt.

### 3.5 Statistische Auswertung

Die ermittelten Daten wurden anhand des Statistikprogrammes SPSS für Windows (Version 12.0, SPSS Inc., San Diego) ausgewertet. Zunächst wurden die Daten auf Normalverteilung und Varianzhomogenität geprüft und anschließend wurden Mittelwertvergleiche mit entsprechenden Tests durchgeführt, um eine Aussage über signifikante Unterschiede machen zu können. Zur Veranschaulichung der tabellarischen Inhalte wurden zusätzlich Boxplots erstellt.

### **3.6 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung**

Die Bruchfragmente wurden, nachdem sie auf einem Träger platziert und besputtert worden waren, im Rasterelektronenmikroskop (Stereoscan 250 Cambridge, Leica, Bensheim) untersucht. Dabei wurden besonders die Bruchflächen, die Bruchkanten und feine Haarrisse bei unterschiedlichen Vergrößerungsfaktoren betrachtet.

## 4 Ergebnisse

Der Stichprobenumfang dieser Studie beträgt insgesamt 50. Dass heißt, für jede Präparationsart steht ein Stichprobenumfang von N=10 zur Verfügung.

### 4.1 Deskriptive Statistik

#### 4.1.1 Ergebnisse der Gruppe 1: Präparation einer grazilen Hohlkehle

Die Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung der Zirkoniumdioxidgerüste bei Präparation einer grazilen Hohlkehle sind in Tab.4 dargestellt. Bei 10 Bruchversuchen wurde ein Mittelwert der Bruchfestigkeit von 1905 N ermittelt. Der kleinste Festigkeitswert mit 1003 N weicht stark vom Höchstwert mit 3169 N ab. Die Standardabweichung liegt bei 671,19.

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	Varianz
Kraft in N Gültige Werte (Listenweise)	10 10	2166,22	1003,26	3169,48	1905,08	671,19	450490,20

Tab. 4: Deskriptive Statistik der Präparation der grazilen Hohlkehle

#### 4.1.2 Ergebnisse der Gruppe 2: Präparation einer ausgeprägten Hohlkehle

Tab.5 zeigt die Bruchfestigkeitsergebnisse der Gerüste bei ausgeprägter Hohlkehhlpräparation. Der Mittelwert liegt mit 1208 N unter dem der grazilen Hohlkehle. Auch sind die Werte für das jeweilige Minimum mit 717 N und Maximum mit 1731 N deutlich kleiner als bei der grazilen Hohlkehle. Die Standardabweichung liegt bei 373,66.

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	Varianz
Kraft in N Gültige Werte (Listenweise)	10 10	1013,76	717,80	1731,56	1208,21	373,66	139622,16

Tab. 5: Deskriptive Statistik der Präparation der ausgeprägten Hohlkehle



### 4.1.3 Ergebnisse der Gruppe 3: Tangentiale Präparation

Den höchsten Mittelwert der Bruchfestigkeit aller Präparationsarten liefert die tangentielle Präparation mit 2166 N. Der kleinste gemessene Wert liegt bei 1670 N und der maximale Wert liegt bei 2629 N. Die Standardabweichung beträgt in diesem Fall 292,13.

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	Varianz
Kraft in N Gültige Werte (Listenweise)	10 10	958,56	1670,69	2629,25	2166,93	292,13	85337,31

Tab. 6: Deskriptive Statistik der tangentialen Präparation

### 4.1.4 Ergebnisse der Gruppe 4: Präparation einer Stufe

Die Auswertung der Stufenpräparation ergibt einen Mittelwert von 1763 N. Der geringste Wert beträgt 1139 N und der größte Wert liegt bei 2736 N. Die Standardabweichung weist einen Wert von 489,50 auf.

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	Varianz
Kraft in N Gültige Werte (Listenweise)	10 10	1596,66	1139,98	2736,64	1763,15	489,50	239608,42

Tab. 7: Deskriptive Statistik der Stufenpräparation

### 4.1.5 Ergebnisse der Gruppe 5: Stufenpräparation mit Abschrägung

Der Mittelwert der Bruchfestigkeit der Käppchen mit 1265 N bei der Präparation einer Stufe mit Abschrägung liegt ähnlich dem Wert, der bei der ausgeprägten Hohlkehlpräparation vorliegt. Das Minimum liegt bei 695 N, das Maximum bei 2273 N. Die Standardabweichung wurde auf 564,30 berechnet.

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung	Varianz
Kraft in N Gültige Werte (Listenweise)	10 10	1577,78	695,92	2273,70	1265,90	564,30	318431,45

Tab. 8: Deskriptive Statistik der Stufenpräparation mit Abschrägung

### 4.1.6 Box-Plot-Darstellung der Ergebnisse

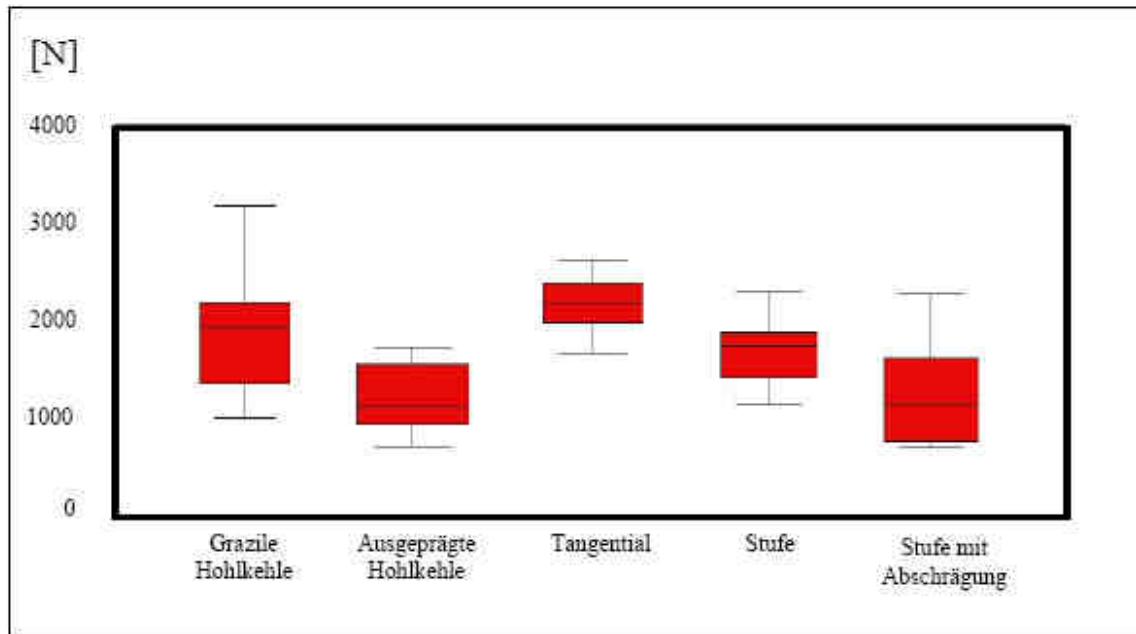


Abb. 28: Darstellung der Box- Plotdiagramme

Die Box-Plot-Darstellung in Abb. 22 zeigt die Streuung innerhalb der einzelnen Gruppen. So hat die grazile Hohlkehle beispielsweise eine große Streuung im Vergleich zur tangentialen Präparation, die eine geringe Streuung der Ergebnisse aufweist. Innerhalb der Box befindet sich die Hälfte aller Ergebnisse. Der Median teilt die Stichprobe in die Hälfte der Werte.

## 4.2 Analytische Statistik

### 4.2.1 Kolmogorov-Smirnov-Test

Aufgrund des geringen Stichprobenumfangs wurden die einzelnen Gruppen anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests zunächst auf Normalverteilung geprüft. Jede der Gruppen 1 bis 5 wies eine Normalverteilung auf. Anschließend wurde der Gesamtstichprobenumfang auf Normalverteilung überprüft. Auch hier war das Ergebnis positiv. Man spricht von einer asymptotischen Signifikanz, wenn  $p > 0,05$ . In Tab. 6 im Anhang sind die Ergebnisse aufgeführt.

### 4.2.2 T-Test und Levene-Test

Um zu entscheiden, ob sich die Mittelwerte der verschiedenen Präparationsarten signifikant unterscheiden, wurde der T-Test durchgeführt.

Der T-Test ist ein statistischer Test zum Vergleich zweier Mittelwerte. Dabei beträgt die Irrtumswahrscheinlichkeit 5%. Es wird eine Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test) und eine Varianzhomogenität vorausgesetzt. Letztere wird durch den Levene-Test nachgewiesen und gilt als gegeben, wenn  $p > 0,05$ , da dann keine signifikante Abweichung von der Homogenität der Varianzen vorliegt.

Es werden jeweils zwei Gruppen gegeneinander auf signifikante Unterschiede geprüft. Beim T-Test besteht eine Signifikanz, wenn  $p < 0,05$ . Lediglich zwischen Gruppe 3 und 5 konnte keine Varianzhomogenität durch den Levene-Test nachgewiesen werden. Aus diesem Grund wurde für diese beiden Gruppen der U-Test durchgeführt. Die Ergebnisse zum T-Test und Levene-Test befinden sich in Tabellenform im Anhang im Kapitel 9.2.

#### **4.2.3 U-Test nach Mann-Whitney-Wilcoxon (Gruppe 3 und 5)**

Der U-Test nach Mann-Whitney-Wilcoxon ist ein nicht parametrischer Test für zwei unabhängige Stichproben. Für die Messgrößen werden keine Normalverteilung und keine Varianzhomogenität vorausgesetzt. Der Test basiert auf dem Prinzip des Rangrechnens. Getestet wird die Nullhypothese  $H_0$  auf einem Signifikanzniveau von 5%. Die  $H_0$  sagt aus, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Mittelwerten in der Grundgesamtheit gibt.

Das Ergebnis für die Gruppen 3 und 5, für die keine Varianzhomogenität nach Levene bestand, zeigt eine Signifikanz und führt damit zur Annahme der Nullhypothese. Zwischen Gruppe 3 und 5 gibt es also keinen signifikanten Unterschied zwischen den Mittelwerten. Die einzelnen Werte hierzu sind in Tab. 27 und 28 im Anhang zu finden.

#### **4.2.4 Einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA (ANalysis Of VAriance)**

Bei der einfaktoriellen Varianzanalyse wird getestet ob die Varianz zwischen den Gruppen größer ist, als die Varianz innerhalb der Gruppen. Die Ergebnisse zeigen dann ob sich die Gruppen signifikant voneinander unterscheiden und die Gruppeneinteilung somit sinnvoll war. Besteht ein signifikanter Unterschied wird angenommen, dass innerhalb der Gruppen unterschiedliche Gesetzmäßigkeiten herrschen.

Im Gegensatz zum t-Test bei dem man die Mittelwerte von lediglich zwei Gruppen miteinander vergleichen kann, ermöglicht die einfaktorielle Varianzanalyse den Vergleich mehrerer Mittelwerte von unabhängigen Stichproben. Folgende Voraussetzungen zur Durchführung einer ANOVA müssen gegeben sein: Die Daten der Zufallsstichproben

müssen aus einer normalverteilten Grundgesamtheit stammen und eine Varianzhomogenität muss in der Grundgesamtheit gegeben sein.

Bei der Varianzanalyse wird ein Quotient aus der Quadratsumme der Streuung zwischen den Gruppen und der Quadratsumme der Streuung innerhalb der Gruppen gebildet. Nach Berücksichtigung der jeweiligen Freiheitsgrade erhält man den F-Wert, der ein Maß für die Signifikanz der Gruppeneinteilung ist.

Die Wahrscheinlichkeit, dass die verglichenen Mittelwerte der Stichproben sich in der Grundgesamtheit nicht von einander unterscheiden würden, wird durch die Signifikanz angegeben und liegt in dieser Studie bei 0,000. Demzufolge kann angenommen werden, dass auch in der Grundgesamtheit ein Unterschied zwischen den Mittelwerten der einzelnen Gruppen besteht. Die Daten hierfür befinden sich in Tab. 29-31 im Anhang.

### 4.3 Resümee der deskriptiven und analytischen Statistik

Für alle nachfolgenden Aussagen gilt ein Signifikanzniveau von 5%. Das bedeutet, dass die Irrtumswahrscheinlichkeit der Testergebnisse 5% beträgt. Die Signifikanzen waren mit dem T-Test gut zu ermitteln. Lediglich bei Gruppe 3 (tangentielle Präparation) und 5 (Präparation der Stufe mit Abschrägung) konnte im Levene-Test keine Varianzhomogenität gefunden werden, was Voraussetzung für den T-Test ist. Der U-Test dieser beiden Gruppen ergab keinen signifikanten Unterschied der beiden Mittelwerte. Nachfolgend sind alle Signifikanzen übersichtlich in Tab. 4 dargestellt.

<b>Signifikanzen</b>	Tangentiale Präparation	Präparation der grazen Hohlkehle	Stufenpräparation	Präparation der Stufe mit Abschrägung	Präparation der ausgeprägten Hohlkehle
Tangentiale Präparation		-	+	- (U-Test)	+
Präparation der grazen Hohlkehle	-		-	+	+
Stufenpräparation	+	-		+	+
Präparation der Stufe mit Abschrägung	- (U-test)	+	+		-
Präparation der ausgeprägten Hohlkehle	+	+	+	-	

Tab. 4: Übersicht über alle Signifikanzen der verschiedenen Präparationsarten  
(+ bedeutet signifikanter Unterschied vorhanden; - bedeutet kein signifikanter Unterschied vorhanden)

### 4.4 Untersuchung am Rasterelektronenmikroskop

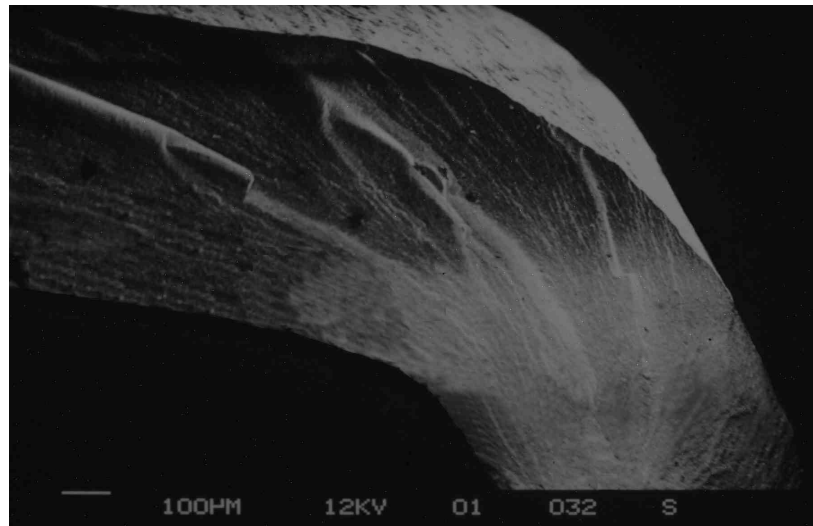
Abb. 29 zeigt das Bruchbild eines Keramikkäppchens. Am unteren Bildrand rechts kann man einen Teil des Bruchspiegels erkennen. Von dort gehen radiär die Bruchstrukturen aus. Der

Bruchursprung ist an der Innenfläche des Gerüstkäppchens lokalisiert, wie es nach den Ausführungen in Kapitel 2.5.4. zu erwarten gewesen ist.

Die homogene Struktur von Zirkoniumdioxid, die nur durch eine industrielle Fertigung der Keramikblöcke erzielt werden kann, zeigt die Abb. 30. Dort sind weder Lufteinschlüsse noch Materialinhomogenitäten sichtbar.

Auf Abb. 31 sind die unterschiedlichen Rissgrößen dargestellt. In der Bildmitte ist ein feiner Haarriss zu erkennen, während die anderen sichtbaren Risse deutlich größer sind. Dies spricht für die lokal unterschiedlich starken Spannungsspitzen.

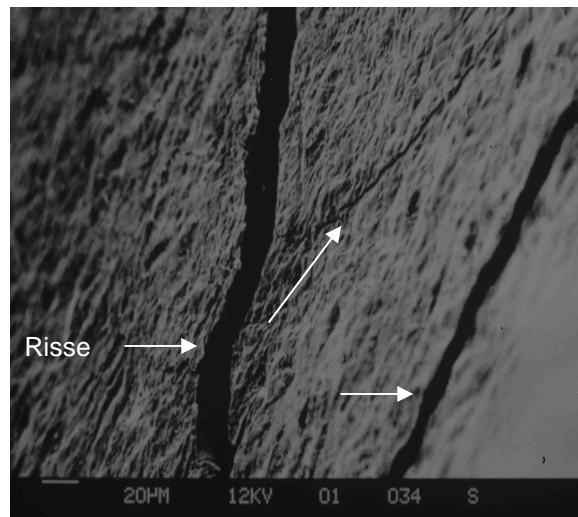
Die gleichmäßigen Fräslinien, die durch die computergesteuerte Bearbeitung entstehen, sind in Abb.32 gezeigt. Im Gegensatz zur homogenen Bruchfläche in Abb.30 kann man sehen, dass die Oberfläche nach Bearbeitung einige Unebenheiten aufweist.



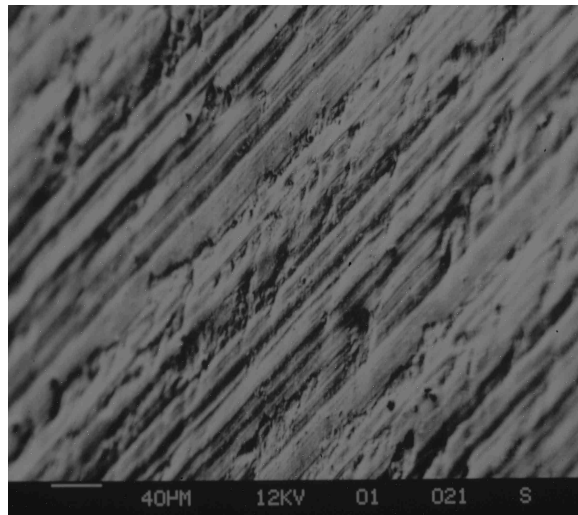
*Abb. 29: Übersicht der Frakturoberfläche: Der Frakturursprung befindet sich an der Innenseite des Kronenkäppchens*



*Abb. 30: Darstellung der homogenen Struktur von Zirkoniumdioxid*



*Abb. 31: Unterschiedlichen Rissgrößen*



*Abb. 32: Frässpuren auf der Außenseite*

## **5 Diskussion**

### **5.1 Methodendiskussion**

#### **5.1.1 In-vitro-Untersuchung**

Auch wenn die In-vitro-Bedingungen einer Studie häufig nicht ganz den entsprechenden In-vivo-Bedingungen entsprechen, ist es dennoch sehr wichtig und sinnvoll, zunächst In-vitro-Studien durchzuführen. Die klinisch eingesetzten zahnmedizinischen Restaurationen sollten in der Ästhetik, Funktionalität und Langlebigkeit den höchsten Ansprüchen der Patienten und des Zahnarztes gerecht werden. Erst wenn ein zahnmedizinisches Produkt, eine klinische oder technische Arbeitsabfolge bei In-vitro-Untersuchungen gute Ergebnisse liefert und sich bewährt, ist es sinnvoll, einen klinischen Einsatz am Patienten zu wagen. Durch In-vitro-Studien ist es möglich, Fehlerquellen, die das klinische Ergebnis negativ beeinflussen würden, noch vor einem klinischen Einsatz auszuschließen oder auf ein Minimum zu reduzieren. Verschiedenste Materialien oder Arbeitstechniken können durch In-vitro-Versuche bei gleichem Versuchsaufbau direkt miteinander verglichen werden. Dies ist klinisch je nach Versuch häufig nur bedingt durchführbar. Zum Teil können die klinischen Bedingungen stark variieren, da jeder Patient unterschiedliche Voraussetzungen mit sich bringt. Dazu gehören beispielsweise Faktoren wie die Mitarbeit während der Fertigung des Zahnersatzes, die Stabilität und Größe der verbliebenen Zahnhartsubstanz, die individuelle Bisslage, die Hygienefähigkeiten und Ernährungsgewohnheiten, die Menge und Beschaffenheit des Speichels, Habits wie Bruxismus und eventuell auch die psychische Situation des Patienten. Bei In-vitro-Studien hat man die Möglichkeit alle diese unterschiedlichen Einflussfaktoren durch einen einheitlichen Versuchsaufbau zu eliminieren. Dadurch ist es möglich Schlussfolgerungen über biologische, chemische und physikalische Zusammenhänge zu machen. Die Wahrscheinlichkeit eines möglichen Misserfolges bei einer rekonstruktiven Arbeit ist durch In-vitro-Untersuchungen bedingt einschätzbar. Wie oben erwähnt unterscheiden sich die klinischen Bedingungen von den Laborbedingungen meistens so, dass ein direkter Übertrag der In-vitro-Ergebnisse auf die klinische Situation nicht möglich ist. Aber die Ergebnisse sind richtungweisend. Um die tatsächlichen klinischen Risiken eines möglichen Misserfolges festlegen zu können, sind dann In-vivo-Studien nötig.

Ein außerordentlich wichtiger Aspekt bei der Beurteilung vollkeramischer Systeme ist die Langzeitstabilität. Diese wird bei glashaltigen Keramiken hauptsächlich von der Geschwindigkeit des unterkritischen Risswachstum und der Spannungsrisskorrosion bestimmt [10]. Wasser kann die Geschwindigkeit des Risswachstums sehr beschleunigen [60, 113, 174]. Bei TZP-Keramik beeinflusst Wasser oder Wasserdampf die T-M-Transformation, was in einer Dauerfestigkeitsminderung des Werkstoffes resultiert [38, 117, 126, 156, 160]. Dieser stark Einfluss nehmende Faktor wurde in dieser Studie nicht berücksichtigt.

Man geht davon aus, dass zahnärztliche Restaurationen bis zu 14.000mal täglich Kontakt mit ihren Antagonisten haben [38]. Werden vollkeramische Kronen einer vergleichbaren zyklischen Belastung in vitro einer Kausimulation ausgesetzt, ist eine Festigkeitsreduktion im Vergleich zu Kronen, die ohne Kausimulation belastet wurden, feststellbar [38, 156]. Dies ist auf die akkumulierte zyklische mechanische Ermüdungsbeschädigung des keramischen Werkstoffes zurückzuführen [37, 160].

Aufgrund dessen sind die Ergebnisse dieser Studie nicht direkt auf eine klinische Situation übertragbar, da in vivo die wässrige Komponente des Speichels eine große Rolle spielt und die tägliche zyklische Belastung während der Mastikation und Leermastikation zu einer Materialermüdung führt. Folglich muss in einer klinischen Situation mit anderen Bruchfestigkeitswerten, als den Ergebnissen dieser Versuchsanordnung gerechnet werden. Das Ziel dieser Studie war nicht absolute Festigkeitswerte zu ermitteln, sondern herauszufinden, ob signifikante Unterschiede in der Bruchfestigkeit bei verschiedenen Präparationsgeometrien vorliegen. Aus diesem Grund wurde auf die klinischen Einflussfaktoren wie die künstliche Alterung verzichtet.

### **5.1.2 Die Präparation**

Jede der fünf verschiedenen Präparationsformen wurde durch manuelles Beschleifen eines Fracomolaren hergestellt. Die seitlichen Flanken wurden am Parallelometer mit einem Konvergenzwinkel von  $6^\circ$  nachgeschliffen, um ideale Bedingungen für die Passgenauigkeit zu schaffen [28]. Die Retentionshöhe betrug bei allen Präparationsformen mindestens 6mm, wobei der zervikale Präparationsrand einen girlandenförmigen Verlauf nahm, um der klinischen Präparationstechnik möglichst nahe zu kommen. Der okklusale Abtrag von 1,5 mm wurde ebenso bei allen präparierten Stümpfen eingehalten. Die in vitro präparierten Molaren wiesen somit für eine Kronenrestauration ideale Voraussetzungen auf, die nicht in jeder klinischen Situation gewährleistet werden können. Eingeschränkte Mundöffnung, Mitarbeit



des Patienten oder Neigungswinkel der Zähne sind Faktoren, die eine ideale Präparation in vivo manchmal schwierig oder sogar unmöglich machen.

Nach *Schwickerath* ist für vergleichende Bruchfestigkeitsuntersuchungen verschiedener Kronen die gleiche Form und Abmessung zu fordern [144]. Dies wurde durch Abmessungen während den Präparationen weitgehend eingehalten. Die okklusale Präparation wurde anatofom gestaltet. Dies kommt der Realität sehr nahe. Da die okklusale Präparation frei Hand gemacht wurde, ist sie nicht bei allen Präparationsarten exakt gleich.

Scharfe Kanten und Ecken sind für Spannungsüberhöhungen in der Keramik verantwortlich. Deswegen sind runde Übergänge eine unentbehrliche Bedingung, damit die Präparation den Anforderungen für vollkeramische Restaurationen entspricht [104]. Allerdings liegt der Grad der Abrundung im Ermessen des Behandlers. Die unmittelbare Folgerung ist, dass sich sicherlich der Grad der Präparationsabrundung der verschiedenen Behandler unterscheidet, aber auch dass bei ein und demselben Behandler die Stärke der Abrundung von Präparation zu Präparation variiert. Aus diesem Grund muss davon ausgegangen werden, dass auch bei dieser Studie der Grad der Abrundung nicht bei jeder Präparationsart exakt der gleiche ist. Dies beeinflusst das Ergebnis der Bruchfestigkeit auf eine nicht messbare Weise und kann dann eventuell eine Veränderung der Standardabweichung zur Folge haben.

### 5.1.3 Das Stumpfmodell

Die präparierten Zahnstümpfe für den Bruchversuch wurden aus einer Nichtedelmetalllegierung (remanium 2000, Dentaureum) hergestellt.

Wie einige Studien zeigen, ist das Stumpfmaterial auch in vivo entscheidend für die Bruchfestigkeit. Das hängt vor allem vom E-Modul des Stumpfes ab. Ein hoher E-Modul des Stumpfmaterials erzeugt höhere Bruchfestigkeitswerte [87].

*Scherrer und De Rijk* [137] bestätigten, dass bei einer Steigerung des Elastizitätsmoduls des Stumpfwerkstoffes von 3 auf 14 GPa eine signifikant höhere Bruchlast entstehe. Der Elastizitätsmodul des Dentins wird in der Literatur mit 5,2 bis 23 GPa angegeben [87, 137]. Der E-Modul der in dieser Studie für die Stumpfmodelle verwendeten NEM-Legierung liegt bei 200 GPa. Das bedeutet, dass die gemessenen Bruchfestigkeitswerte in dieser in vitro Studie wahrscheinlich um Einiges höher ausgefallen sind, als das auf einem Dentinstumpf der Fall gewesen wäre.

Es konnte gezeigt werden, dass die Geometrie des Zahnes den E-Modul des Stumpfes festlegt. Je größer der Dentinstumpf, umso höher der E-Modul [87, 137].

Dies bedeutet, dass die Größe des präparierten Dentinstumpfes über die Lebensdauer einer vollkeramischen Restauration mit entscheidet. Eine substanzschonende Präparation wäre wünschenswert.

#### **5.1.4 Die Herstellung der Keramikgerüste**

Zum Scannen der NEM-Modelle wurde ein Scan-Spray verwendet, um die metallischen Reflexionen zu reduzieren. Dieser fungierte gleichzeitig als Distanzlack. Er wurde von Hand so aufgesprüht, dass die Stumpfoberfläche gerade bedeckt wurde. Geringe Variationen in der Schichtdicke des Scan-Sprays und damit in der späteren Zementfuge sind vernachlässigbar. Die maschinelle Herstellung der Gerüstkäppchen garantiert die industrielle Reinheit des keramischen Materials und die immer gleich bleibende Qualität im Fertigungsprozess.

#### **5.1.5 Aufpassung und Zementierung**

Die gesinterten Käppchen wurden auf den NEM-Stümpfen zementiert, also auf den Stümpfen, die als Vorlage zum Scannen der Präparation dienten. Am Patient ist dies mit dem Everest-System anders. Mit diesem System ist es nämlich nicht möglich, die Präparation im Mund des Patienten direkt zu scannen. Erst das durch eine Abformung gewonnene Modell kann zum Scannen herangezogen werden. Dadurch wird in vivo die gefertigte Krone auf einem anderen Stumpf als dem gescannten, nämlich dem echten Zahn, zementiert. Eventuell könnte die Passgenauigkeit durch die Abformung verschlechtert werden, was bei sorgfältigem Arbeiten allerdings keine klinische Relevanz hat.

Nur 10 von 50 Käppchen mussten auf die Stümpfe aufgepasst werden, davon waren 5 von der tangentialen Präparation, 3 von der grazilen Hohlkehlpräparation und 2 von der Stufenpräparation. Dabei dauerte das Aufpassen höchstens eine Minute. Es wurde sorgfältig darauf geachtet, dass die Keramik während des Aufpassens niemals trocken bearbeitet wurde, sondern dass das beschliffene Areal immer durch Wasser feucht gehalten wurde. Dadurch sollte das Auftreten von Bearbeitungsfehlern an der Oberfläche minimiert werden. Da die Maßnahmen zum Aufpassen nur sehr kleine und sehr wenige Bereiche betrafen, ist es wahrscheinlich, dass eine Beeinflussung des Ergebnisses hierdurch ebenfalls vernachlässigbar ist.

Es wurde festgestellt, dass der Zementspalt größer ausfällt, wenn die Kronen während des Zementierens mit dem Befestigungszement überfüllt werden [59]. Außerdem kann mit Zunahme der Zementdicke die Bruchfestigkeit der Keramik bis auf 50% sinken [78].

Aufgrund dieser Tatsache wurde der Zement in den Kappchen mit einem feinen Pinsel verteilt. Um die vollständige Aushärtung des Zements zu gewährleisten, wurden nach Zementierung 24 Stunden gewartet, bis der eigentliche Bruchversuch begonnen wurde.

### 5.1.6 Die dynamische Bruchfestigkeitsprüfung

Im Gegensatz zur statischen Bruchfestigkeitsprüfung, bei der die Höhe der Krafteinleitung unverändert bleibt, wird bei der dynamischen Bruchfestigkeitsprüfung die Kraft kontinuierlich gesteigert, bis sie zum Bruch des Prüfkörpers führt [34]. Die dritte Möglichkeit der Belastung besteht in einer zyklischen Wechsellast. Jede Art der Bruchfestigkeitsprüfung kommt bei keramischen Werkstoffen zu unterschiedlichen Ergebnissen [34].

Eine Studie von **Hölsch und Kappert** [56] zeigt, dass auch der Winkel der Krafteinleitung eine Bedeutung für die Bruchfestigkeit hat. Geprüft wurden mit Dualzement befestigte In-Ceram<sup>®</sup>-Kronen. Die Tab. 5 zeigt die Ergebnisse.

Anzahl der Teststümpfe	Krafteinleitung	Bruchlast [N]
16	0°	1786
11	30°	1269
13	45°	1058

Tab.5: Bruchlast von In-Ceram<sup>®</sup>-Kronen bei unterschiedlichem Winkel der Krafteinleitung [56]

Der Bruchversuch unter senkrechter Krafteinleitung erzielt bei In-Ceram-Keramik höhere Bruchfestigkeitswerte als bei einer Neigung des Winkels um 30°. Wird der Winkel der Krafteinleitung sogar bis 45° geneigt, werden noch geringere Bruchfestigkeitswerte erreicht [56]. Bisher ungeklärt ist, wie groß der Einfluß des Neigungswinkels der Krafteinleitung bei TZP-Keramik ist. Es ist aber anzunehmen, dass auch hier ein ähnlicher Einfluss vorliegt.

Bei der in dieser Studie durchgeführten Bruchfestigkeitsprüfung handelt es sich um einen dynamischen Bruchtest. Dabei wurden die zementierten Zirkoniumdioxidkappchen einem kontinuierlichen Kraftanstieg ausgesetzt, der letztendlich zum Bruch des Kronengerüsts führte. Durch diese Vorgehensweise kann die Festigkeit beliebiger Werkstoffe in vitro festgestellt werden. Anders sind die Bedingungen in vivo, wo die Zähne einer zyklischen Belastung ausgesetzt werden. Die Materialermüdung führt im Allgemeinen zu geringen Bruchfestigkeitswerten in vivo.

Die Krafteinleitung auf das Kronengerüst erfolgte senkrecht zur Kaufläche unter Verwendung einer Kugel, die der Größe der Fossa entspricht. Eine andere Möglichkeit der Krafteinleitung wäre über eine Finne quer zur Hauptfissur [66]. Allerdings entspricht die in dieser Studie verwendete Methode eher der natürlichen Belastung durch eine Höcker-Fossa-Beziehung.

Das Bruchereignis, das die Bruchfestigkeit festlegte, wurde als erstes Auftreten eines visuell oder akustisch erkennbaren Bruchmerkmals im Gerüstwerkstoff definiert. Alternativ kann eine automatische Abschaltschwelle bei Abfall der Maximalspannung um einen selbst definierten Prozentsatz gewählt werden. Da es allerdings auch vor Eintritt des Bruchereignisses gelegentlich zu kurzzeitigem Absinken der Spannung kam, konnte in dieser Studie kein einheitlicher Schwellenwert gefunden werden, der zeitlich mit den Bruchereignissen korrelierte. Diese kurzzeitigen Spannungsabfälle sind entweder durch ein Setzen der Zementfuge zu erklären oder auf feinste Haarrisse zurückzuführen. Aus diesem Grund wurde es bevorzugt, das Bruchereignis nach visuellen und akustischen Merkmalen zu definieren.

Durch eine Spiegelvorrichtung, anhand dieser alle Flächen des Kronengerüsts sichtbar waren, konnten die Keramikgerüste optisch beurteilt werden, woraufhin bei Eintreten des Bruchereignisses der Stempel zur Kraftübertragung sofort manuell gestoppt werden musste. Sehr feine Haarrisse konnten auf diese Weise nicht wahrgenommen werden. Die Kraftübertragung wurde unverzüglich unterbrochen, entweder wenn ein Riss visuell entdeckt wurde oder sobald die ersten Bruchgeräusche zu hören waren. In der Regel traten beide Bruchmerkmale gemeinsam auf. Auch wenn das Auftreten von Haarrissen unbemerkt blieb und das manuelle Stoppen des Stempels zeitlich gesehen mit einer unvermeidbaren, wenn auch geringfügigen Verzögerung durchgeführt wurde, waren die Bedingungen bei jedem Bruchversuch gleich.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

Diese Studie hatte zum Ziel, herauszufinden, ob die Präparationsart einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxid ausübt. Die statistischen Ergebnisse zeigen, dass die Präparation die Bruchfestigkeit von Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxid beeinflusst. Auch wenn die Stichprobenanzahl dieser Untersuchung relativ gering und dadurch die Aussagekraft geschwächt ist, werden anhand der Ergebnisse interessante Aspekte beleuchtet.

Beim Bruchversuch in dieser Studie schnitt die tangentielle Präparation mit dem höchsten Bruchfestigkeitswerten (2167 N) ab. Danach folgten die grazile Hohlkehlpräparation (1905 N), die Stufenpräparation (1763 N), an vierter Stelle die Stufenpräparation mit Abschrägung (1266 N) und zuletzt die Präparation der ausgeprägten Hohlkehle (1208 N).

In der Studie von *Geis-Gerstorfer* und *Fässler* [38] wurde festgestellt, dass teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid nach Materialalterung durch zyklische Belastungen in wässriger Lösung eine Festigkeitsminderung von 50 % erfährt. Die aktuelle Studie von *Stuart et al.* kommt mit 52% Festigkeitsminderung im feuchten Milieu nach Materialalterung zu ähnlichen Ergebnissen [156]. Nimmt man den schlechtesten Mittelwert dieser Studie von 1208 N, kann man nach Materialalterung mit einer Festigkeit von circa 600 N rechnen. Der Mittelwert der maximalen okklusalen Kaukraft im Seitenzahnbereich kann von 200 bis 540 N variieren [67]. In dieser Versuchsreihe war zusätzlich der E-Modul des NEM-Teststumpfes sehr viel höher als der des Zahnes. Insofern ist anzunehmen, dass die Bruchfestigkeitswerte klinisch noch etwas geringer ausfallen als in diesem Versuch. Anhand dieser Rechnung sieht man, dass nicht mehr viel Spielraum bis zum kritischen Bereich ist und dass dadurch die Präparation von entscheidender Bedeutung ist. Deswegen sollte geklärt werden, was genau an der Präparation eine große Rolle spielt und welche Faktoren einen geringeren oder keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben.

Zunächst soll diskutiert werden, ob sich die Stärke des zervikalen Substanzabtrages, die ja je nach Präparationsform stark variiert, auf die Bruchfestigkeit auswirkt. Ein zervikal großer Substanzabtrag resultiert in zervikal stärker dimensionierten Kronen, was zu der Annahme verleitet, dass man dadurch automatisch mehr Stabilität erzielen könnte. Die wenigen Studien, die zu diesem Thema gemacht wurden, beziehen sich meistens auf Feldspatkeramiken. 1995 untersuchte *Meier et al.* [112] Kronen aus IPS-Empress in den Stufenbreiten 0,8 und 1,2mm. Er fand keinen signifikanten Unterschied in der Bruchfestigkeit der Kronen aus der leuzitverstärkten Feldspatkeramik. Den gleichen Versuch machte er mit der In-Ceram Keramik. Auch hier konnte er durch einen vermehrten Substanzabtrag keine Steigerung der In-vitro-Festigkeit feststellen. 4 Jahre später untersuchte *Fenske et al.* [27] den Einfluss der Stufenbreite auf die Bruchfestigkeit von IPS-Empress Kronen. Auch er fand keinen signifikanten Unterschied in der Bruchfestigkeit mit zervikalen Stufenbreiten, die von 0,4 bis 1,2 mm reichten. Im Jahr 2002 kam *Scholz* [141] zu den gleichen Ergebnissen für IPS-Empress Kronen im Frontzahnbereich mit unterschiedlichen Stufenbreiten an natürlichen Zähnen. Zu Zirkoniumdioxid gibt es lediglich eine Studie, die die optimale Dicke von

Zirkoniumdioxid für zahnärztliche Restaurationen ganz allgemein untersucht. *Deng et al.* [16] kommt dabei zu dem Ergebnis, dass Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid mindestens eine Schichtstärke von 0,4 mm, besser 0,5 mm aufweisen sollte. Eine weitere Erhöhung der Materialstärke bis zu 1mm hat dann aber keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit mehr [16]. In dieser Studie schneidet die tangentielle Präparation, die zervikal den geringsten Substanzabtrag hat, am besten ab. Danach folgt die grazile Hohlkehle, die zervikal auch einen geringeren Substanzabtrag hat, als die 3 übrigen Präparationsarten. Somit kann anhand dieser Studie festgestellt werden, dass die zervikale Substanzstärke keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat.

Eine wichtige Frage zur Thematik, ob die zervikale Präparationsgeometrie einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat oder nicht, ist, welche Spannungsverteilung im zervikalen Bereich eines Zirkoniumdioxidkäppchens vorliegt. Die Messung der Spannungsverteilung in einer Krone kann mit der Finite-Element-Analyse (FEA) gemacht werden. Gefährlich für die Bruchfestigkeit sind dabei vor allem Zugspannungen. Druckspannungen hingegen werden von Keramiken sehr viel besser toleriert. Generell sind die Spannungen okklusal im Bereich der Krafteinleitung sehr viel höher als zervikal [14, 15, 112]. *Meier et al.* untersuchten damals gleichzeitig die Zugspannungsverteilung anhand der Finite-Element-Analyse. Er konnte feststellen, dass die Spannungsspitzen bei IPS-Empress und In-Ceram Kronen im okklusalen Bereich lagen und sich nicht auf den zervikalen Bereich auswirkten [112]. Dies galt für alle von ihm getesteten Präparationsformen, nämlich für die Stufe mit scharfer oder abgerundeter Innenkante und für die Hohlkehlpräparation. Daraus müsste man eigentlich schlussfolgern, dass die zervikale Präparationsgeometrie bei genannten Keramiken keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat, weil sich die Spannung bis dorthin gar nicht auswirkte. Genau das bestätigte *Meier* auch für seine IPS-Empress Kronen, während er bei den In-Ceram Kronen bessere Bruchfestigkeitswerte für die Hohlkehlpräparation fand [112].

*De Jager et al.* [14] konnten mit der FEA-Methode zeigen, dass die Spannung im zervikalen Bereich zunimmt, je steifer das Gerüstmaterial für Kronen ist, das heißt, je höher der E-Modul der Keramik ist. Jedoch ist die Spannung nicht zirkulär gleich. Vor allem bei Unebenheiten im Präparationsrand kommt es dort sofort zu einer Erhöhung der Zugspannung [14]. In einer anderen Studie zeigte *De Jager* auf, dass ein scharfkantiger Präparationsrand mehr Spannung zervikal erzeugt als ein abgeschrägter Präparationsrand [15]. Die Tangentialpräparation in dieser Studie weist signifikant bessere Bruchfestigkeitswerte auf als die Stufe und die ausgeprägte Hohlkehle. Bei einer tangentialen Präparation sind Unebenheiten im

Präparationsrand wohl am leichtesten zu vermeiden, während bei den anderen Präparationsarten es vor allem in vivo leichter zu scharf auslaufenden Rändern oder Unebenheiten im marginalen Bereich kommen kann. Möglicherweise kommen dadurch die hohen Bruchfestigkeitswerte bei der Tangentialpräparation zustande. Diesbezüglich wäre die Frage anhand weiterer Studien mittels FEA zu klären, ob Unebenheiten oder scharfe Kanten am Präparationsrand einen größeren Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben als die Präparationsgeometrie an sich. Ältere Studien von *Sjögren* und *Bergmann* [147], von *Riedling* [129] und *Friedlander* [35] besagen, dass man bei Cerestore und Dicor Keramiken bessere Bruchfestigkeitswerte mit der Stufenpräparation als mit der Hohlkehlpräparation erzielt.

Ein direkter Vergleich dieser Studie mit anderen Versuchen aus der Literatur ist lediglich mit der Studie von *Aggstaller, Beuer et al.* [1] möglich, da der Aufbau und die Materialien gleich waren. Alle anderen Studien sind wegen der verwendeten Werkstoffe und des stark unterschiedlichen Studienaufbaus nicht miteinander vergleichbar.

Betrachtet man die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit der gleich aufgebauten Studie von *Aggstaller, Beuer et al.* [1] stellt man fest, dass die Daten zum Teil konträr sind. In Abb. 33 sind die Mittelwerte der verschiedenen Präparationsarten dieser beider Studien in Form vom Säulendiagramm dargestellt. In der vorliegenden Studie schneidet die tangentielle Präparationstechnik am besten ab, während in der Studie von *Aggstaller et Beuer et al.* die Stufenpräparation sich signifikant von den anderen Präparationsarten unterscheidet.

Der einzige Unterschied zwischen diesen beiden Studien ist die vom Behandler abhängige Präparation der Zahnstümpfe, die jeweils von Hand gemacht wurde. Die zirkulären Flanken wurden in beiden Studien mit dem 6°-Konus-Diamanten am Parallelometer beschliffen. Die Okklusalfäche wurde anatoförmig gestaltet, um möglichst realitätsgetreu zu bleiben. Es ist anzunehmen, dass die Abrundungen somit leicht innerhalb jeder Studie und von Studie zu Studie variieren.

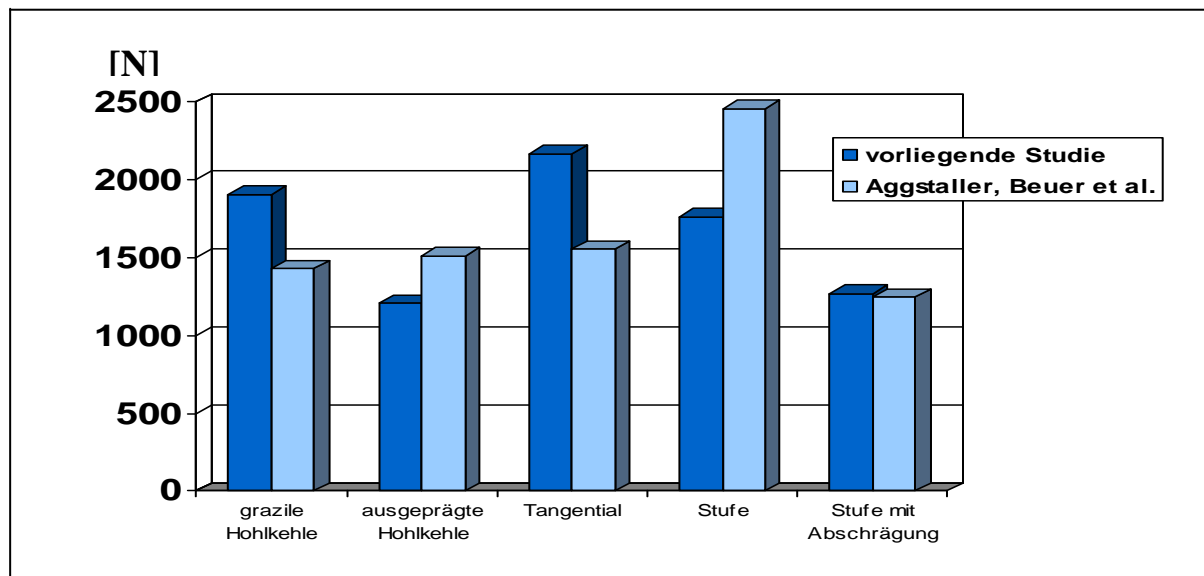


Abb. 33: Vergleich der Mittelwerte der Bruchfestigkeiten zu verschiedenen Präparationsarten von der vorliegenden Studie mit den Mittelwerten von Aggstaller et Beuer et al. [1]

Verschiedene Einflüsse neben dem Präparationsdesign machen sich auf die Bruchfestigkeit bemerkbar. So spielt die Anzahl der okklusalen Kontaktpunkte eine Rolle in der Größe der auftretenden okklusalen Spannung [14, 15]. Spannungsspitzen an okklusalen Kontaktpunkten sollten durch das Einlegen einer Kunststoffolie zwischen dem Kraft übertragenden Stempel und dem Kronengerüst in beiden Studien vermieden werden. Dadurch konnte dieser Faktor minimiert werden. Welche Rolle er gleichwohl noch spielt ist ungeklärt. Ein weiterer wichtiger Faktor, der sich auch auf das Auftreten von Spannung im zervikalen Bereich auswirkt, ist die Schrumpfung des Zements. Eine stärkere Schrumpfung des Zements resultiert in höheren Spannungen zervikal [15]. Auch dieser Faktor ist im Nachhinein nicht mehr messbar. Den wohl wichtigsten Einfluss hat allerdings die Präparation: der Grad der Abrundung okklusal und scharfe Kanten im Zervikalbereich.

Diese einflussnehmenden Faktoren erklären möglicherweise die Unterschiede in den Ergebnissen der vorliegenden Studie und der Studie von Aggstaller, Beuer et al. [1]

Folglich sind weitere Studien nötig. Dabei wäre es sinnvoll, mit computergefrästen einheitlichen Präparationsstümpfen zu arbeiten, um vor allem die okklusale Fläche völlig einheitlich zu gestalten und damit der Auswirkung des zervikalen Designs mehr Gewicht zu verleihen. Weitere Finite-Element-Analysen bei Kronenkäppchen aus Zirkoniumdioxid würden mehr Aufschluss über die zervikale Spannungsverteilung bei okklusaler Krafteinleitung geben. Auch wäre ein größerer Stichprobenumfang für die statistische Aussagekraft wünschenswert.



Die Tangentialpräparation wird heute nicht mehr propagiert. Der Grund ist die Schwierigkeit, eine exakte Präparationsgrenze ausfindig zu machen. Dies zieht Ungenauigkeiten bei der Abformung und in labortechnischen Arbeitsschritten nach sich. Ein weiterer Einwand gegen diese Präparationstechnik ist die häufige Überkonturierung der Krone an der zervikalen Präparationsgrenze [116]. Aus diesem Grund ist diese Präparationsart trotz ihrer guten Ergebnisse für die klinische Anwendung weniger geeignet.

Nach den Ergebnissen dieser Untersuchung ist, unter Ausschluss der tangentialen Präparation, die grazile Hohlkehle zu empfehlen. Da sie sich von der Stufe nicht signifikant unterscheidet, kann ebenso diese Präparationsform akzeptiert werden. Die Stufe mit abgerundeter Innenkante wird ebenso von *Aggstaller, Beuer et al.* empfohlen [1]. Aus klinischer Sicht ist es vorteilhaft Substanz schonend zu arbeiten. Der verbliebene Zahnstumpf sollte so groß wie möglich bleiben, um einen möglichst hohen E-Modul des Dentins beizubehalten [137]. Dies bedeutet, dass die Größe des präparierten Dentinstumpfes über die Lebensdauer einer vollkeramischen Restauration mit entscheidet. Aus diesem Blickwinkel kann sich der für vollkeramische Kronen geforderte erhebliche Hartschubstanzabtrag nachteilig auswirken. Ebenso kann man durch eine grazilere Präparation die Wahrscheinlichkeit einer möglichen Pulpaschädigung minimieren [115, 116, 118]. Damit stellt die grazile Hohlkehlpäparation die praktikabelste Lösung dar. Von großer Bedeutung scheint es vor allem zu sein, okklusale und zervikale Unebenheiten und scharfkantige Präparationsränder zu vermeiden.

### 5.3 Schlussfolgerung für die Praxis

Als Präparationstechnik für die Praxis empfiehlt sich die grazile Hohlkehle als ideale Lösung. Sie bietet neben hohen Bruchfestigkeitswerten eine gut definierte und erkennbare Präparationsgrenze. Bei dieser Präparationsgeometrie wird eine mögliche Schädigung der Pulpa auf ein Minimum reduziert. Auch die Gefahr der zervikalen Überkonturierung, wie sie bei der tangentialen Präparationsart besteht, kann hier vermieden werden. Besonders wichtig ist es, scharfe Übergänge im okklusalen Bereich und Unebenheiten und scharfe Präparationsränder zervikal zu vermeiden. Ebenso gute Bruchfestigkeitswerte werden durch eine Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante erreicht.

## 6 Zusammenfassung

Gegenstand dieser Studie war es herauszufinden, ob die zervikale Präparationsgeometrie einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxid hat.

Als Präparationsarten wurden die grazile und die ausgeprägte Hohlkehlpräparation, die Tangentialpräparation, die Präparation einer Stufe mit abgerundeter Innenkante sowie einer Stufe mit Abschrägung gewählt. Die Modellstümpfe wurden durch manuelles Beschleifen von Frasacozähnen hergestellt und am Parallelometer mit einem Konvergenzwinkel von  $6^\circ$  nachbearbeitet. Von diesen Stümpfen wurden NEM-Duplikate für den Bruchversuch gefertigt. Für den Versuchsaufbau wurden pro Präparationsdesign 10 Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid mit dem CAD/CAM-System Everest der Firma KaVo gefräst. Nach der Zementierung der Käppchen auf den NEM-Modellen wurde ein dynamischer Bruchversuch in einer Universalprüfmaschine mit axialer Lasteinleitung durchgeführt. Es wurde für jede Präparationsart der Mittelwert der Bruchfestigkeit ermittelt. Mit dem höchsten Bruchfestigkeitsmittelwert schnitt die tangentiale Präparation mit 2166 N ab. Diese Präparationsart unterschied sich signifikant von der Stufenpräparation und der Präparation der ausgeprägten Hohlkehle. Die grazile Hohlkehlpräparation wies einen Bruchfestigkeitswert von 1905 N auf und zeigte Signifikanzen zu den Präparationen der ausgeprägten Hohlkehle und der Stufe mit Abschrägung. Bei der Stufenpräparation, die einen Mittelwert von 1763 N hatte, gab es signifikante Unterschiede zur tangentialen Präparation sowie zu den Präparationen der Stufe mit Abschrägung und der ausgeprägten Hohlkehle. Der Mittelwert der Stufenpräparation mit Abschrägung fiel auf 1265 N. Er unterschied sich signifikant von der grazilen Hohlkehl- und der Stufenpräparation. Die ausgeprägte Hohlkehlpräparation zeigte den kleinsten Mittelwert von 1208 N und wies Signifikanzen zur tangentialen, zur grazilen Hohlkehl- und zur Stufenpräparation auf.

Da das Ergebnis zum Teil signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Präparationsarten zeigt, kann man mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% schlussfolgern, dass die Präparation einen entscheidenden Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Kronengerüsten aus Zirkoniumdioxid hat. Zu klären ist der Einfluss der okklusalen Gestalt auf die Bruchfestigkeit ebenso wie der Einfluss von marginalen Unebenheiten und scharf auslaufenden zervikalen Präparationsrändern. Für die Praxis empfiehlt sich die grazile Hohlkehle oder die Stufe als Präparationstechniken der Wahl.

## 7 Literaturverzeichnis

1. **Agstaller H., Beuer F., Funk M., Erdelt K., Gernet W.:**  
Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumdioxid.  
Dtsch Zahnärztl Z 61, 347-352 (2006)
2. **Anusavice K.J., Phillips R.W.:**  
Phillips' Science of Dental Materials.  
10<sup>th</sup> ed. W.B. Saunders Company, Philadelphia (1996)
3. **Anusavice K.J.:**  
Degradability of dental ceramics.  
Adv Dent Res 6, 82-89 (1992)
4. **Apholt W., Bindl A. Lüthy H. Mörmann W.H.:**  
Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram-Alumina and In-Ceram-Zirconia bars.  
Dent Mater 17, 260-267 (2001)
5. **Banks R.G.:**  
Conservative posterior ceramic restorations: A literature review.  
J Prosthet Dent 63, 619-626 (1990)
6. **Bieniek K.W., Spiekermann H.:**  
Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme – Eine kritische Bewertung.  
Quintessenz 44, 529-542; 689-697 (1993)
7. **Bindl A., Mörmann W.:**  
An up to 5 year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns.  
Int J Prosthodont 15, 451-456 (2002)
8. **Blatz M.B.:**  
Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich  
Quintessenz 52, 887-900 (2001)
9. **Chong K.-H., Chai J., Takahashi Y., Wozniak W.:**  
Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials.  
Int J Prosthodont 15, 183-188 (2002)
10. **Clauss C.:**  
Vollkeramischer Zahnersatz auf Basis von gefrästem Zirkonoxid.  
ZMK 18, 436-442 (2002)
11. **Coca I.:**  
Der Einfluss der Abmessungen auf das Festigkeitsverhalten von Kronen.  
Dtsch Zahnärztl Z 43, 539-541 (1988)
12. **Conod H.:**  
Etude sur la statique de la couronne jaquette.  
Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 47, 485-529 (1937)
13. **Cramer von Clausbruch S.:**  
Zirkon und Zirkonium  
dental-labor 7, 1137-1142 (2003)
14. **De Jager N., Pallav P., Feilzer A.J.:**  
The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns.  
Dent Mater 22 (3), 234-242 (2006)
15. **De Jager N., Pallav P., Feilzer A.J.:**  
The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns.  
Dent Mater 21 (3), 242-251 (2005)

16. **Deng Y., Lawn B.R., Lloyd I.K.:**  
Damage characterization of dental materials in ceramic-based crown-like layer structures.  
J Biomed Mater Res 63 (2), 137-145 (2002)
17. **Deutsches Institut für Normung (Hrsg.)**  
DIN VEN V 12923-1: Hochleistungskeramik. Monolithische Keramik. Teil 1: Allgemeine Durchführungen von Korrosionsprüfungen.  
Deutsche Fassung ENV 12923-1 (1997)
18. **Dorsch P., Pfeiffer T.:**  
Wirkung verschiedener Einflussgrößen auf die biaxiale Festigkeit von Dentalkeramiken.  
Quintessenz 50, 177-189 (1999)
19. **Doyle M.G., Munoz C.A., Goodacre C.J., Friedlander L.D. Moore B.K.:**  
The effect of tooth preparation design on the breaking strength of dicor crowns: Part 2.  
Int J Prosthodont 3, 241-248 (1990)
20. **Doyle M.G., Goodacre C.J., Munoz C.A., Andres C.J.:**  
The effect of tooth preparation design on the breaking strength of dicor crowns: Part 3.  
Int J Prosthodont 3, 327-340 (1990)
21. **Dubois de Chemant N:**  
Sur les avantages des nouvelles dent et rateliers artificiels, incorruptables et sans odeur.  
Dissertation, Paris (1788)
22. **Eichner K., Kappert H.F.:**  
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.  
Hüthig Verlag, Heidelberg, 6. Aufl., 326-372 (1996)
23. **Erdelt K., Beuer F., Schweiger J., Eichberger M., Gernet W.:**  
Die Biegefestigkeit von weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid.  
Quintessenz Zahntech 30, 9, 942-954 (2004)
24. **Erpenstein H., Borchard R., Kerschbaum T.:**  
Long-term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns.  
J Prosthet Dent 83, 530-534 (2000)
25. **Erpenstein H., Kerschbaum T.:**  
Frakturanfälligkeit von glas- und galvano-keramischen Kronen.  
Dtsch Zahnärztl Z 50, 668-670 (1995)
26. **Fenske C., Sadat-Khonsari M.R., Shahin R.Z., Jüde H.D.:**  
In-vitro-Untersuchung zur Präparationsform von IPS-Empress-Kronen.  
ZWR 109, 223-226 (2000)
27. **Fenske C., Jarren M.P., Sadat-Khonsari M.R., Jüde H.D.:**  
In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite.  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 732-734 (1999)
28. **Fick K.:**  
Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel.  
Diss Med München, 71 (2003)
29. **Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.:**  
Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich.  
Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002)
30. **Fischer H., Gröbel J., Marx R.:**  
Fraktographische Schadensanalyse an Dentalkeramiken.  
Dtsch Zahnärztl Z 55, 667-670 (2000)

31. **Fischer H., Marx R.:**  
Festigkeit von Dentalkeramik.  
ZWR 109, 240-244 (2000)
32. **Fischer H., Marx R.:**  
Mechanische Eigenschaften von Empress 2.  
Acta Med Dent Helv 4(8) 141-145 (1999)
33. **Fischer J., Pospiech P., Gernet W.:**  
Chemische Härtung leuzitverstärkter Dentalkeramik.  
In Claussen N. (Hrsg.): Strukturkeramik mit hohem Potential-Chancen und Grenzen durch neue Herstellungstechniken.  
Proc. Symp. Materialforschung, KFA Jülich, 37 (1988)
34. **Fischer, K.F.:**  
Konstruktionskeramik: Berechnungsmethoden: Festigkeit, Lebensdauer, Zuverlässigkeit.  
Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig (1992)
35. **Friedlander L.D., Munoz C.A. Goodacre C.J., Doyle M.J., Moore B.K.:**  
The effect of tooth preparation design on breaking strength of dicor crowns: Part 1.  
Int J Prosthodont 3, 159-168 (1990)
36. **Garvie R.C., Hannink R.H., Pascoe R.T.:**  
Ceramic steel?  
Nature 258, 703-704 (1975)
37. **Garvie R.C., Nicholson P.S.:**  
Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO<sub>2</sub> system.  
J Amer Ceram Soc 55, 152-157 (1972)
38. **Geis-Gerstorfer J., Fäßler P.:**  
Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram.  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694 (1999)
39. **Geis-Gerstorfer J., Kajantra P.:**  
Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS Empress und In-Ceram.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621 (1992)
40. **Geist-Jacobi G.P.:**  
Geschichte der Zahnheilkunde.  
Verlag von Franz Pietzcker, Tübingen, 146-149 (1896)
41. **Göbel R., Luthardt R., Welker D.:**  
Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan.  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 295-298 (1998)
42. **Gupta T.K., Bechthold J.H., Kuznickie R.C., Cadoff L.H., Rossing B.R.:**  
Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia.  
J Mater Sci 13, 1464-1470 (1978)
43. **Hahn C., Teuchert K.:**  
Bedeutung des glaskeramischen Systems K<sub>2</sub>O-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub> in der dentalen Aufbrenntechnik.  
Ber Dt Keram Ges 57, 208-215 (1980)
44. **Hahn R., Löst C.:**  
Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 484-487 (1993)
45. **Hahn R., Löst C.:**  
Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 659-664 (1992)
46. **Hankinson J.A., Cappetta E.G.:**  
Five years' clinical experience with a leucite-reinforced porcelain crown system.  
Int J Periodontics Restorative Dent 14, 138-153 (1994)

47. **Helmer J.D., Driskell T.D.:**  
Research on bioceramics. Symp. on use of ceramics as surgical implants.  
South Carolina (USA), Clemson University (1969)
48. **Hennicke H.W.:**  
Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe.  
Ber Dtsch Keram Ges 44, 209 (1997)
49. **Hickel R., Kunzelmann K.-H.:**  
Keramikinlays und Veneers.  
Hanser Verlag, München (1997)
50. **Hobo S., Iwata T.:**  
Gussfähiges Apatit: Ein neues biokompatibles Material für Zahnersatz.  
Teil 1, Theoretische Betrachtungen.  
Quintessenz 37, 1865-1875 (1986)
51. **Hohmann W.:**  
Biokompatible Ästhetik mit vollkeramischem Zahnersatz (Werkstoffkundliche Aspekte)  
Quintessenz Zahntech 22, 5:585-588, (1996)
52. **Hohmann A., Hielscher W.:**  
Lehrbuch der Zahntechnik. Bd 3  
Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio (1987)
53. **Hornberger H., Vollmann M., Thiel N.:**  
Vita In-Ceram<sup>®</sup> Zirkonia. Verarbeitungsanleitung  
Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
54. **Höland W., Schweiger M., Frank M., Rheinberger V.:**  
A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress  
glassceramics.  
J Biomed Mater Res 53 (4), 297-303 (2000)
55. **Höland W., Rheinberger V., Wollwage P., Klester A.:**  
Mikrostruktur der IPS-Empress Glaskeramik.  
Phillip J 9, 551-553 (1992)
56. **Hölsch W., Kappert H.F.:**  
Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich.  
Dtsch zahnärztl Z 47, 621-623 (1992)
57. **Hugel, R.:**  
Untersuchungen über die Wandstärken von Schmelz und Dentin an oberen Frontzähnen und  
Prämolaren.  
Med Diss, Würzburg (1970)
58. **Hüls A.:**  
Vollkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram – 6 Jahre klinische Praxis – Ein kurzer Leitfaden.  
Informationsbroschüre Vita-Zahnfabrik (1995)
59. **Ishikiriama A., Oliveira J.F., Vieira D.F., Mondelli J.:**  
Influence of some factors on the fit of cemented crowns.  
J Prosthet Dent 45, 400-404 (1981)
60. **Jones D. W.:**  
Niedertemperatur-Keramik. In Preston, J.D. (Hrsg.), Perspektiven der Dentalkeramik.  
Quintessenz, Berlin, 29-36 (1989)
61. **Jüde H. D., Kühl W., Rossbach A.:**  
Einführung in die zahnärztliche Prothetik.  
Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln, 5. Auflage, 44-48 und 73-75 (1997)
62. **Jung Y.G., Peterson I.M., Kim D.K., Lawn B.R.:**  
Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics.  
J Dent Res, 79, 722-731 (2000)

63. **Kappert H. F., Kah M.:**  
Keramiken - Eine Übersicht  
Quintessenz Zahntech 27, 668-704 (2001)
64. **Kappert H. F. (Hrsg.):**  
Vollkeramik.  
Quintessenz, Berlin (1996)
65. **Kappert H. F., Wehrstein A., Kmitta M., Knipp J.:**  
Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram.  
Dtsch Zahnärztl Z 50, 683 (1995)
66. **Kappert H. F., Knode H., Schultheiss R.:**  
Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im  
Kunstspeichel.  
Dtsch Zahnärztl Z 46, 129-131 (1991)
67. **Kappert H. F., Knode H.:**  
In-Ceram auf dem Prüfstand.  
Quintessenz Zahntech 16, 980-1002 (1990)
68. **Kelly J. R., Nishimura I., Campbell S.D.:**  
Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives  
J Prosthet Dent 75, 18-32 (1996)
69. **Kelly J. R.:**  
Perspectives on strength.  
Dent Mater 11, 103-110 (1995)
70. **Kelly J. R., Campbell S.D., Bowen H.K.:**  
Fracture-surface analysis of dental ceramics.  
J Prosthet Dent 62, 536 (1989)
71. **Kerkhof F.:**  
Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen.  
In: Handbuch der Keramik.  
Schmid, Freiburg (1982)
72. **Kern M.:**  
Vollkeramik auf einen Blick.  
Quintessenz Zahntech 32 (5), 514-520 (2006)
73. **Kern M.:**  
Computergestützte Kronen- und Brückentechnik mit neuen Perspektiven.  
Quintessenz Zahntech 30, 9, 966-973 (2004)
74. **Kern M., Schubinski P.:**  
Passt keramischer Stahl zu CAD/CAM?  
Dentalzeitung 6, 34-38 (2004)
75. **Kern M., Pröbster L.:**  
Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen.  
Dental-praxis, 14, 9/10, 269-276 (2002)
76. **Kerschbaum T., Leempoel P.:**  
Kronen und Brücken – Konsequenzen aus Langzeitergebnissen  
Aus: Voß R., Meiners H. (Hrsg.): Fortschritte in der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde  
(Bd.4)  
Carl Hanser Verlag, München Wien, 124-125 (1989)
77. **Kerschbaum T., Voß R.:**  
Die praktische Bewährung von Krone und Inlay.  
Dtsch Zahnärztl Z 36, 243-249 (1981)

78. **Kim J.H., Miranda P., Kim D.K. Lawn B.R.:**  
Effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on supporting substrate.  
J Mater Res 8, 222-227 (2003)
79. **Klaiber B., Eibofner E., Gleinser A., Lingenhöle B.:**  
Der Kühleffekt verschiedener Spraysysteme bei Turbine und Schnellaufwinkelstück.  
Zahnärztl Z 40, 1194 (1985)
80. **Kohorst P., Stietsch-Scholz M.:**  
Hochleistungskeramiken in der Zahnmedizin  
Dentalzeitung 4, 12-15 (2006)
81. **Kraft E.:**  
Über die Beziehung zwischen Zahnabrieb und Kaumuskeltätigkeit.  
Dtsch Zahnärztl Z 16, 307-309 (1961)
82. **Kühl W., Tabata T.:**  
Angewandte Morphologie der Zähne  
Hanser Verlag, München (1968)
83. **Kurbad A., Reichel K.:**  
Cerec inLab – State of the art.  
Quintessenz Zahntech 27, 1056-1074 (2001)
84. **Land C.H.:**  
Porcelain dental art.  
Dent Cosmos 45, 437-444 (1903)
85. **Lange F.F.:**  
Transformation toughening, Part 3 – Experimental observations in the  $ZrO_2 - Y_2O_3$  system.  
J Mater Sci 17, 240-246 (1982)
86. **Lässig H.E.:**  
Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte.  
Du Mont Verlag, Köln (1983)
87. **Lee S.K., Wilson P.R.:**  
Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli.  
Aust Dent J 45(2), 103-107 (2000)
88. **Lehmann K. M., Hellwig E.:**  
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde.  
Urban & Schwarzenberg, München, 8. Auflage (1998)
89. **Lindemann W:**  
Dentalkeramiken – mineralogisch betrachtet.  
ZMK 5, 280-285 (2000)
90. **Lockard M.:**  
A retrospective study of pulpal response in vital adult teeth prepared for complete coverage restorations at ultrahigh speed using only air coolant.  
J Prosthet Dent 88, 473-478 (2002)
91. **Ludwig K., Joseph K.:**  
Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von den Zementiermodalitäten.  
Quintessenz Zahntech 20, 247-256 (1994)
92. **Ludwig K.:**  
Untersuchung zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen  
Dent Labor 39, 647-651 (1991)
93. **Luthardt R., Rudolph H.:**  
Der richtige Werkstoff.  
Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 12-16 (2001)



94. **Luthardt R., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E.:**  
Kronen aus Hochleistungskeramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285 (1998)
95. **Luthardt R., Musil R.:**  
CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik  
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997)
96. **Lüthy H., Pietrobon N., Sisera M., Wohlwend A.:**  
White esthetics.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 106, 897-904 (1996)
97. **Maier H.R.:**  
Leitfaden Technische Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik.  
Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, Aachen (1991)
98. **Mair L.H.:**  
Wear in dentistry – Current terminology.  
J Dent 20 (3), 140-144 (1992)
99. **Malament K.A., Socransky S.S.:**  
Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part I: Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface etching, tooth position, gender and age.  
J Prosthet Dent 91, 23-32 (1999)
100. **Malament K.A., Socransky S.S.:**  
Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth-substitute core structure.  
J Prosthet Dent 86(5), 511-519 (2001)
101. **Marx R., Fischer H., Weber M., Jungwirth F.:**  
Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien.  
Dtsch Zahnärztl Z 56, 90-98 (2001)
102. **Marx R., Weber M.:**  
Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien – Eigenschaften und Anforderungen.  
Eigenverlag, 5. Auflage, Aachen (2001)
103. **Marx R.:**  
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit.  
Dtsch zahnärztl Z 48, 229-236 (1993)
104. **Marxkors R., Meiners H.:**  
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.  
Carl Hanser Verlag, München, 157-170 (1993)
105. **Massimiliano G., Mohammad A., Swain M.V., Ironside J.:**  
Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.  
Int J Prosthodont 15, 339-346 (2002)
106. **McLaren E.:**  
Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkoniumoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkappen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor.  
Quintessenz Zahntech 26, 7, 709-722 (2000)
107. **McLaren E., Soerensen J.:**  
Flexural strength of ceramic materials with different surface treatments.  
J Dent Res 76, 392, Abstract 3031(1997)
108. **McLean J.W.:**  
The future of dental porcelain. In: McLean J.W. (ed.): Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics.  
Quintessence, Chicago, 13-40 (1983)

109. **McLean J.W.:**  
Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik, Bd 2  
Quintessenz Verlag, Berlin, 81-184 (1981)
110. **McLean J.W.:**  
Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik, Bd 1  
Quintessenz Verlag, Berlin (1978)
111. **McLean, J.W., Hughes T.H.:**  
The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides.  
Br Dent J, 119, 251-254 (1965)
112. **Meier M., Fischer H., Richter E.-J., Maier H.R., Spiekermann H.:**  
Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen.  
Dsch Zahnärztl Z 50, 295-299 (1995)
113. **Michalske T.A., Bunker B.C.:**  
Wie Glas bricht.  
Spektrum der Wissenschaft 114 (1998)
114. **Mörmann W.H., Brandestini M.:**  
Die Cerec Computer Rekonstruktion Inlays, Onlays und Veneers.  
Quintessence Int 20, 329-339 (1989)
115. **Mörmann W.H., Bindl A., Lüthy H. Rathke A.:**  
Effects of preparation and luting system on all ceramics computer generated crowns.  
Int J Prosthodont 11, 333-339 (1998)
116. **Ottl P., Lauer H.-C.:**  
Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen.  
Quintessenz 47, 623-640 (1996)
117. **Piconi C., Maccauro G.:**  
Zirconia as a ceramic biomaterial  
Biomaterials 20, 1-25 (1999)
118. **Polanzky R., Reichhold Ch., Lorenzoni M., Haas M., Arnetzl G., Bratschko R. O.:**  
Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnberiech nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen.  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 643-647 (1998)
119. **Pospiech P.:**  
Klinische und technischer Erfahrungen mit Vollkeramiken.  
Dental-praxis, 9/10, 255-257 (2002)
120. **Pospiech P.:**  
Erste klinische Erfahrungen.  
Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 35-39 (2001)
121. **Pospiech P., Rammelsberg P., Gernet W., Geymeier D.:**  
Vergleichende Untersuchungen zur Druckfestigkeit von Mirage-, Dicor- und VMK-Kronen.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 630 (1992)
122. **Pröbster L.:**  
Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?  
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK (1999)
123. **Pröbster L.:**  
Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns.  
J Oral Rehab 23, 147-151 (1996)
124. **Pröbster L.:**  
Survival rate of In-Ceram restorations.  
Int J Prosthodont 6, 259-263 (1993)

125. **Rech H.:**  
Keramische Prothetik  
Meusser Verlag, Berlin (2002)
126. **Reed J.L., Lejus A.M.:**  
Effect of grinding and polishing on near surface phase transformation in zirconia.  
Mat Res Bull 12, 949-954 (1977)
127. **Reuling N., Siebert G.K.:**  
Keramische Werkstoffe – Entwicklungsstand und Bedeutung.  
Dent Lab 37, 67-71 (1989)
128. **Richter E.J.:**  
Klinische Erfahrung mit der Dicor-Glas-Keramik.  
In: Kappert H.F. (Hrsg.): Vollkeramik  
Quintessenz, Berlin 1996
129. **Riedling W., Kappert H.F., Woerner W.:**  
Der Einfluss der Präparationsform auf die Druckbelastbarkeit kronenartiger Glaskeramik-Prüfkörper.  
Dtsch Zahnärztl Z 44, 62-63 (1989)
130. **Rieth P.H., Reed J.S., Naumann A.W.:**  
Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilised zirconia.  
Bull Am Ceram Soc 55, 717-721 (1976)
131. **Rinke S., Zenatschke R.:**  
Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis.  
Quintessenz 52, 1151-1159 (2001)
132. **Ritter J.E., Laporte R.P.:**  
Effect of test environments on stress-corrosion susceptibility of glass.  
J Am Ceram Soc 58 (7-8): 265-267 (1975)
133. **Rosenblum M.A., Schulman A.:**  
A view of all-ceramic restorations.  
J Am Dent Assoc 128, 297-307 (1997)
134. **Sassen H.:**  
Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen.  
Dtsch Zahnärztl Z 36, 254-257 (1981)
135. **Schäfer R., Kappert H.:**  
Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 625-628 (1993)
136. **Schaaf R.:**  
Untersuchungen über die Ausmaße von Schmelz und Dentin an unteren Frontzähnen und Prämolaren.  
Med Diss, Würzburg (1971)
137. **Scherrer S., De Rijk W.:**  
The Fracture Resistance of All-Ceramic Crowns on Supporting Structures with Different Elastic Moduli.  
Int J Prosthodont 6, 462-467 (1993)
138. **Scherrer S., De Rijk W., Wiskott H., Belser U.:**  
Incidence of fractures and lifetime predictions of all-ceramic crown systems using censored data.  
Am J Dent 14 (2), 72-80 (2001)
139. **Schmid M., Fischer J., Salk M., Strub J.:**  
Mikrogefüge Leuzit-verstärkter Glaskeramiken.  
Schweiz Monatsschr 102, 1046-1053 (1992)
140. **Schmidt A., Michael W., Böning K.:**  
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.  
Quintessenz 49, 1111-1122 (1998)

141. **Scholz A.**  
In-vitro Studie zur Bruchfestigkeit vollkeramischer IPS Empress Frontzahnkronen in Abhängigkeit der Stufenbreite bei adhäsiver Befestigung am natürlichen Zahn.  
Diss Med Hamburg (2002)
142. **Schüller K.H., Hennicke H.W.:**  
Zur Systematik der keramischen Werkstoffe.  
Ceram Forum Int 62, 259-263 (1985)
143. **Schwickerath H.:**  
Dauerfestigkeit von Keramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 41, 264-266 (1986)
144. **Schwickerath H.:**  
Werkstoffkundliche Bewertung keramischer Kronen.  
Zahnärztl Mitt 77, 2422-2427 (1987)
145. **Schwickerath H.:**  
Kaukraft – Kaudruck – Belastbarkeit  
Dtsch Zahnärztl Z 41, 264-266 (1976)
146. **Seghi R.R., Sorensen J.A.:**  
Relative flexural strength of six new ceramic materials.  
Int J Prosthodont 8, 239-246 (1995)
147. **Sjögren J., Bergmann M.:**  
Relationship between compressive strength and cervical shaping of all-ceramic Cerestore crown.  
Swed Dent J 11, 147 (1987)
148. **Sorensen J.A., Cruz M.A., Berge H.-X.:**  
In Vivo Measurement of antagonist tooth wear opposing ceramic bridges.  
J Dent Res 79, 172, Abstract 232 (2000)
149. **Sorensen J.A., Kang S.K., Torres T.J., Knode H.:**  
In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials.  
J Cal Dent Assoc 27, 207-214 (1998)
150. **Sozio, R. B., Riley E.J.:**  
Shrink free ceramic.  
Dent Clin North Am 29, 705 (1985)
151. **Spiekermann H.:**  
Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken.  
Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015-1019 (1986)
152. **Stankiewicz N.R., Wilson P.R.:**  
The ferrule effect: A literature review.  
Int Endod J 35 (7), 575-581 (2002)
153. **Steinberg P., Schmitz K.:**  
Grundriss der Dentalkeramik.  
Verlag Neuer Merkur GmbH, 24-27 (1967)
154. **Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.:**  
Curriculum Prothetik Band I-III.  
Quintessenz Verlag, Berlin, 43-61 (1999)
155. **Strub J.R.:**  
Vollkeramische Systeme.  
Dtsch Zahnärztl Z 49, 182-187 (1983)
156. **Studart A.R., Filser F., Kocher P., Gauckler L.J.:**  
Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges  
Dent Mater 23 (1), 106-114 (2006)

157. **Sturzenegger B., Feher A., Lüthy H., Loeffel O., Filser F., Kocher P., Gauckler L., Schärer P.:**  
Clinical study of zirconiumoxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM-System  
Acta Med Dent Helv 5, 131-139 (2000)
158. **Subbaro E.C.:**  
Zirconia – an overview.  
In: Heuer A.H., Hobbs LW (Herausg.): Advances in Ceramics Vol.3. Sciences and Technology of Zirconia.  
Elsevier, Amsterdam, 1-24 (1981)
159. **Suttor D., Hoescheler S., Hauptmann H., Hertlein G., Bunke K.:**  
Lava – Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumoxid-Kronen- und Brückengerüst.  
Quintessenz 52, 805-808 (2001)
160. **Swab J.J.:**  
Low temperature degradation of Y-TZP materials.  
J Mater Sci 26, 6706-6714 (1991)
161. **Tambra T.R., Razzoog M.E., Lang B.R., Wang R.-F., Lang B.E.:**  
Wear of enamel opposing YPSZ Zirconia Core Material with two surface finishes.  
J Dent Res, Abstract 915 (2003)
162. **Theunissen G., Bouma J.S., Winnbust A., Burggraaf A.J.:**  
Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics.  
J Mater Sci 27, 4429-4438 (1992)
163. **Thompson V.P., Rekow D.E.:**  
Dental ceramics and the molar crown testing ground.  
J Appl Oral Sci 12, 26-36 (2004)
164. **Thiel N.:**  
Vita In-Ceram Spinell, Verarbeitungsanleitung  
Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002)
165. **Tinschert J.:**  
Materialkunde Zirkonoxid.  
Zahnarzt Wirtschaft Praxis Spezial 4, 43 (2001)
166. **Tinschert J., Dicks C., Färber H., Marx R.:**  
Bruchwahrscheinlichkeit von verschiedenen Materialien für vollkeramische Restaurationen.  
Dtsch Zahnärztl Z 51, 406-409 (1996)
167. **Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.:**  
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999)
168. **Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K.J.:**  
Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by CAD/CAM system.  
Oper Dent 26, 367-374 (2001)
169. **Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.:**  
Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 695-699 (1999)
170. **Vita Zahnfabrik**  
Produktinformation (2006)
171. **Völkl L.:**  
Cercon - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental.  
Quintessenz 52, 811-814 (2001)
172. **Walther W., Klaiber B., Heners M.:**  
Vergleichende histologische Untersuchung nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken.  
Dtsch Zahnärztl Z 39 (10), 787-790 (1984)

- 
173.     **Weinstein, M.; Katz, S. und Weinstein, A.B.:**  
Fused Porcelain to metal teeth.  
Patent: U.S., 3.052.982 (1962)
174.     **Wiederhorn S.M., Freiman S.W., Fuller E.R., Simmons C.J.:**  
Effects of Water and other Dielectrics on Crack Growth.  
J Mat Sci 17, 265 (1983)

## 8 Materialliste

- Frasacozähne, Kunststoffzähne, Frasaco, Tett nang
- Ergo-Präp-Set nach Dr. Rinke Komet, Schleifkörper, Robert Breunig GmbH, Besigheim
- GENTLEforce LUX 7000B, Turbine, KaVo Dental, Biberach
- Luxatemp Solar Plus, Provisoriumskunststoff, Zenith/DMG, Englewood, USA
- Tasterzirkel, Omnident, Rodgau Nieder-Roden
- ADISIL BLAU, Dubliermasse, Siladent-Technik GmbH, Goslar
- Remanium 2000, Nichtedelmetalllegierung, Dentaurum J.P., Winkelstroeter KG, Ispringen
- Hartmetallfräser 6° Komet, Schleifkörper, Robert Breunig GmbH, Besigheim
- Fräsgesät F1, Parallelometer, Degussa AG, Düsseldorf
- Jet 2000, phosphatgebundene Einbettmasse, Siladent-Technik GmbH, Goslar
- Wachsinjektionsgerät, fischerwerke GmbH & Co.KG, Waldachtal
- Ofen TYP 5636, KaVo EWL, Leutkirch
- GLOBOCAST, Schleudergussgerät, KRUPP, Düsseldorf
- F63-82 sandmaster, Pulverstrahlgerät, Wülsag, Apparatebau AG/LTD, Zofingen, Schweiz
- Trennscheibe Komet, GEBR. BRASSELER GmbH & Co. KG, Lemgo
- Palavit G, Kunststoffkaltpolymerisat, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau
- Parlamat practic, Drucktopf, Heraeus Kulzer, GmbH & Co. KG, Hanau
- Multivac compact, Vakuumanmischgerät, DeguDent GmbH, Hanau
- Scan Spray, Sirona, Bensheim
- Everest scan , Scanner incl. Software, KaVo, Leutkirch
- Everest engine, Fräsmaschine, KaVo, Leutkirch
- Everest therm, Sinterofen, KaVo, Leutkirch
- Everest ZS-Blank, vorgesintertes Zirkoniumdioxid, KaVo, Leutkirch
- Everest Universal Inplast, Kunststoffkaltpolymerisat, KaVo, Leutkirch
- Everest Insert, Einbetthilfe, KaVo, Leutkirch
- Everest Positionierhilfe, Einbetthilfe, KaVo, Leutkirch
- Everest Inwax, Wachs, KaVo, Leutkirch
- Ketac cem Aplicap, Glasionomerzement, 3M ESPE, Seefeld
- HL 1605 S, Typ 3461, Heißluftgebläse, STEINEL Vertrieb GmbH, Herzebrock-Clarholz
- Leica MZ 75, digitale Kamera, Leica AG, Bensheim
- Erkodur-C, Kunststofffolie, Erkodent, Pfalzgrafenweiler
- Universalprüfmaschine Typ 1445, Materialprüfmaschine, Zwick, Ulm
- SCD 030, Sputtermaschine, Balzers Union, Wiesbaden
- Stereoscan 250 Cambridge, Rasterelektronenmikroskop, Leica AG, Bensheim
- SPSS 11.0, SPSS inc., Chicago, USA

## 9 Anhang

### 9.1 Kolmogorov-Smirnov-Test

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest							
		Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 1-5
		Kraft in N	Kraft in N	Kraft in N	Kraft in N	Kraft in N	Kraft in N
N		10	10	10	10	10	50
Parameter der Verteilung (a, b)	Mittelwert	1905,0760	1208,2061	2166,9260	1763,1500	1265,8960	1661,8508
	Standardabweichung	671,1857	373,6605	292,1255	489,4981	564,2973	605,6259
Extremste Differenzen	Absolut	,136	,179	,176	,200	,238	,092
	Positiv	,136	,179	,123	,200	,238	,092
	Negativ	-,091	-,135	-,176	-,101	-,156	-,055
Kolmogorov-Smirnov-Z		,431	,566	,556	,634	,752	,649
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,992	,906	,917	,816	,624	,794
a Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung							
b Aus den Daten berechnet							

Tab. 6: Nachweis der Normalverteilung für jede einzelne Gruppe und die Gesamtstichprobenzahl

### 9.2 T-Test und Levene-Test

Gruppenstatistiken: Gruppe 1 und 2										
		GRUPPE	N	Mittelwert		Standardabweichung		Standardfehler des Mittelwertes		
Kraft in N		1	10	1905,07		671,18		212,24		
		2	10	1208,20		373,66		118,16		

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 1 und 2										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	1,994	,175	2,869	18	,010	696,87	242,92	186,50	1207,23
	Varianzen sind nicht gleich			2,869	14,090	,012	696,87	242,92	176,16	1217,57

Tab.7 und 8: Levene- und T-Test der Gruppen 1 und 2



Gruppenstatistiken: Gruppe 1 und 3					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	1	10	1905,07	671,18	212,24
	3	10	2166,92	292,12	92,37

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 1 und 3										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	3,965	,062	-1,131	18	,273	-261,85	231,47	-748,17	224,47
	Varianzen sind nicht gleich			-1,131	12,292	,280	-261,85	231,47	-764,87	241,17

Tab. 9 und 10: Levene- und T-Test der Gruppen 1 und 3

Gruppenstatistiken: Gruppe 1 und 4					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	1	10	1905,07	671,18	212,24
	4	10	1763,15	489,49	154,79

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 1 und 4										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	,937	,346	,540	18	,596	141,92	262,69	-409,98	693,83
	Varianzen sind nicht gleich			,540	16,463	,596	141,92	262,69	-413,69	697,55

Tab. 11 und 12: Levene- und T-Test der Gruppen 1 und 4

Gruppenstatistiken: Gruppe 1 und 5					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	1	10	1905,07	671,18	212,24
	5	10	1265,89	564,29	178,44

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 1 und 5										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	,042	,839	2,305	18	,033	639,18	277,29	56,60	1221,75
	Varianzen sind nicht gleich			2,305	17,484	,034	639,18	277,29	55,37	1222,98

Tab. 13 und 14: Levene- und T-Test der Gruppen 1 und 5

Gruppenstatistiken: Gruppe 2 und 3					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	2	10	1208,20	373,66	118,16
	3	10	2166,92	292,12	92,37

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 2 und 3										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	1,163	,295	-6,392	18	,000	-958,72	149,98	-1273,82	-643,61
	Varianzen sind nicht gleich			-6,392	17,010	,000	-958,72	149,98	-1275,15	-642,28

Tab. 15 und 16: Levene- und T-Test der Gruppen 2 und 3

Gruppenstatistiken: Gruppe 2 und 4					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	2	10	1208,20	373,66	118,16
	4	10	1763,15	489,49	154,79

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 2 und 4										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	,110	,744	-2,850	18	,011	-554,94	194,73	-964,07	-145,81
	Varianzen sind nicht gleich			-2,850	16,830	,011	-554,94	194,73	-966,12	-143,76

Tab. 17 und 18: Levene- und T-Test der Gruppen 2 und 4

Gruppenstatistiken: Gruppe 2 und 5					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	2	10	1208,20	373,66	118,16
	5	10	1265,89	564,29	178,44

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 2 und 5										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	2,970	,102	-,270	18	,791	-57,69	214,02	-507,33	391,95
	Varianzen sind nicht gleich			-,270	15,620	,791	-57,69	214,021	-512,29	396,91

Tab. 19 und 20: Levene- und T-Test der Gruppen 2 und 5

Gruppenstatistiken: Gruppe 3 und 4					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	3	10	2166,92	292,12	92,37
	4	10	1763,15	489,49	154,79

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 3 und 4										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	1,032	,323	2,240	18	,038	403,77	180,26	25,05	782,49
	Varianzen sind nicht gleich			2,240	14,689	,041	403,77	180,26	18,84	788,70

Tab. 21 und 22: Levene- und T-Test der Gruppen 3 und 4

Gruppenstatistiken: Gruppe 3 und 5					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	3	10	2166,92	292,12	92,37
	5	10	1265,89	564,29	178,44

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 3 und 5										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	6,903	,017	4,484	18	,000	901,03	200,94	478,87	1323,18
	Varianzen sind nicht gleich			4,484	13,501	,001	901,03	200,94	468,55	1333,50

Tab. 23 und 24: Levene- und T-Test der Gruppen 3 und 5

Gruppenstatistiken: Gruppe 4 und 5					
	GRUPPE	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Kraft in N	4	10	1763,15	489,49	154,79
	5	10	1265,89	564,29	178,44

Test bei unabhängigen Stichproben: Gruppe 4 und 5										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Kraft in N	Varianzen sind gleich	,973	,337	2,105	18	,050	497,25	236,22	,95	993,55
	Varianzen sind nicht gleich			2,105	17,648	,050	497,25	236,22	,24	994,26

Tab. 25 und 26: Levene- und T-Test der Gruppen 4 und 5

### 9.3 U-Test nach Mann-Whitney-Wilcoxon (Gruppe 3 und 5)

Ränge				
	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Kraft in N	3,00	10	14,80	148,00
	5,00	10	6,20	62,00
	Gesamt	20		

Statistik für Test(b)	
	Kraft in N
Mann-Whitney-U	7,000
Wilcoxon-W	62,000
Z	-3,250
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,001
Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)]	,000(a)
a Nicht für Bindungen korrigiert.	
b Gruppenvariable: GRUPPE 2A	

Tab. 27 und 28: U-Test der Gruppen 3 und 5

## 9.4 Einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA (ANalysis Of VAriance)

Deskriptive Statistik Kraft in N								
Gruppe	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
1	10	1905,07	671,18	212,24	1424,93	2385,21	1003,26	3169,48
2	10	1208,20	373,66	118,16	940,90	1475,50	717,80	1731,56
3	10	2166,92	292,12	92,37	1957,95	2375,90	1670,69	2629,25
4	10	1763,15	489,49	154,79	1412,98	2113,31	1139,98	2736,64
5	10	1265,89	564,29	178,44	862,22	1669,57	695,92	2273,70
Gesamt	50	1661,85	605,62	85,64	1489,73	1833,96	695,92	3169,48

Test der Homogenität der Varianzen (gegeben) Kraft in N					
Levene-Statistik			df1	df2	Signifikanz
1,702			4	45	,166

ANOVA Kraft in N					
	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	6870947,917	4	1717736,979	6,963	,000
Innerhalb der Gruppen	11101405,770	45	246697,906		
Gesamt	17972353,687	49			

Tab. 29, 30 und 31: Darstellung der einfaktoriellen Varianzanalyse

## 10 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet, Direktor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwigs-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie möglich gemacht hat.

Ein ganz herzlicher Dank gilt Dr. F. Beuer für die kompetente und geduldige Betreuung der Dissertation, vom Studienaufbau, der Versuchsdurchführung bis zum Schreiben der Dissertation.

Bei der Firma KaVo und hier besonders bei Dr. P. Schubinsky und ZTM T. Konietzny möchte ich mich bedanken, für die Bereitstellung des Everest-Systems und für das großzügige Sponsoring der Materialien sowie die sehr herzliche Betreuung während der Gerüsterstellung der Kronenkäppchen.

Dr. Kurt Erdelt danke ich für die sehr freundliche Unterstützung und Hilfe mit dem Umgang der Universalprüfmaschine.

Mein Dank gilt auch Herrn ZTM J. Schweiger und Frau ZTM M. Eichberger für die kompetente und hilfsbereite Betreuung im zahntechnischen Labor.

Dr. B. Frost möchte ich sehr herzlich danken für die Hilfe bei der statistischen Auswertung und der analytischen Korrektur der Dissertation.

Meinen Eltern danke ich für die ideelle Unterstützung, die mich immer wieder neu angespornt hat.

Einen besonderen Dank möchte ich meinem Mann, Dr. M. Schär aussprechen. Durch seine Motivation und seine Unterstützung und sein Vorbild konnte ich die Arbeit mit Freude zu Ende bringen.

## 11. Curriculum Vitae

### Persönliche Angaben

Geburtstag:	01.09.1978
Nationalität:	Deutsch
Zivilstand:	Verheiratet

### Berufliche Ausbildung

09/1998 – 02/2001	Vorklinisches Studium der Zahnmedizin an der Ludwigs-Maximilian-Universität München
05/2001 – 01/2004	Klinisches Studium der Zahnmedizin an der Ludwigs-Maximilian-Universität München
01/2004	Staatsexamen der Zahnheilkunde an der LMU München
02/2004	Zulassung als Zahnärztin

### Beruflicher Werdegang

04/2004 – 09/2006	Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin Praxis Dr. Volker Cziep (Gersthofen, Deutschland)
10/2006 -12/2008	Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin Praxis Dr. Claude Gerber und Dr. Andreas Joss (Bern, Schweiz) Spezialisten SSO für Parodontologie Spezialisten SSO für Rekonstruktive Zahnmedizin
Seit 01/2009	Weiterbildungsassistentin an der Klinik für Parodontologie der Universität Bern (bei Prof. Dr. A. Sculean)